

(12)特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局(43) 国際公開日
2004年6月10日 (10.06.2004)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2004/047875 A1(51) 国際特許分類⁷: A61L 2/08, A61M 1/36, A61N 5/04

(21) 国際出願番号: PCT/JP2003/015169

(22) 国際出願日: 2003年11月27日 (27.11.2003)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:
特願 2002-344483
2002年11月27日 (27.11.2002) JP(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 財団法人
半導体研究振興会 (ZAIDAN HOJIN HANDOTAI
KENKYU SHINKOKAI) [JP/JP]; 〒980-0862 宮城県 仙
台市 青葉区川内 Miyagi (JP).

(72) 発明者; および

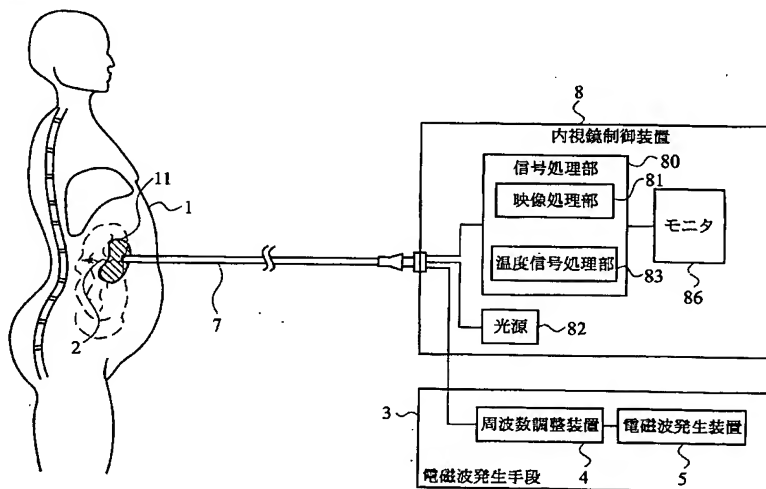
(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 西澤 潤一

(NISHIZAWA, Jun-ichi) [JP/JP]; 〒980-0813 宮城県 仙
台市 青葉区米ヶ袋一丁目6番16号 Miyagi (JP).(74) 代理人: 三好 秀和 (MIYOSHI, Hidekazu); 〒105-0001
東京都 港区 虎ノ門1丁目2番3号 虎ノ門第一ビル9階
Tokyo (JP).(81) 指定国 (国内): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB,
BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE,
DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM,
HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK,
LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX,
MZ, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD,
SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG,
US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.(84) 指定国 (広域): ARIPO 特許 (BW, GH, GM, KE, LS,
MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア特
許 (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ
特許 (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI,
FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK,

[続葉有]

(54) Title: ELECTROMAGNETIC WAVE APPLICATOR

(54) 発明の名称: 電磁波照射装置



8...ENDOSCOPE CONTROLLER
80...SIGNAL PROCESSING UNIT
81...VIDEO PROCESSING SECTION
83...TEMPERATURE SIGNAL PROCESSING SECTION
86...MONITOR

82...LIGHT SOURCE
3...ELECTROMAGNETIC WAVE GENERATOR MEANS
4...FREQUENCY REGULATOR
5...ELECTROMAGNETIC WAVE GENERATOR

(57) Abstract: An electromagnetic wave applicator comprising a thin tube (endoscope probe) (7) having at its distal end an electromagnetic wave application terminal for applying an electromagnetic wave (2) of a frequency equal to the natural frequency of microbes (11) and having an outside diameter of 0.1 to 20 mm and electromagnetic generator means (3) for generating an electromagnetic wave and feeding it to the electromagnetic wave application terminal. Without adversely affecting an organism, microbes such as bacteria or viruses are destroyed by selectively resonating only the microbes so as to treat a disease.

[続葉有]



TR), OAPI 特許 (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

添付公開書類:

— 国際調査報告書

(57) 要約:

本発明は、微生物（11）の固有振動数に等しい周波数の電磁波（2）を照射するための電磁波照射端子を先端部に有する外径0.1mm～20mmの細管（内視鏡プローブ）（7）と、電磁波を発生し電磁波照射端子に供給する電磁波発生手段（3）とを備える電磁波照射装置に関するものある。この電磁波照射装置は、生体に影響を与えずに、バクテリアやウィルス等の微生物のみを選択的に共鳴振動させて微生物を破壊して、病気を治療する。

明 細 書

電磁波照射装置

技術分野

本発明は、微生物に電磁波を照射する電磁波照射装置に関する。

背景技術

バクテリアやウィルス等の微生物が、人体の皮膚、粘膜、或いは体液等から体内に侵入し、人体に発熱、嘔吐、多臓器不全等の症状をもたらす病気がある。この病気は、一般的に「感染症」と呼ばれる。感染症を引き起こす微生物（病原微生物）としては、ブドウ球菌属、レンサ球菌属、ナイセリア科、シュードモナス属、レジオネラ属、ブルセラ属、ボルデテラ属、ヘモフィルス、カンピロバクター属、スピリルム属、腸内細菌科、ビブリオ科、バシラス属、ラクトバシラス（乳酸菌）、リステリアとブタ丹毒菌、偏性嫌気性細菌、コリネバクテリウム属、抗酸菌、マイコバクテリウム属、放線菌、スピロヘータ、リケッチア、クラミジア等がある。これらの微生物は、皮膚、粘膜、体液等に存在する物理的バリアを破って生体宿主に侵入し、宿主の組織に寄生する。寄生した微生物は、毒素を産生しながら、盛んに増殖を繰り返すので、産生された毒素により発症する毒素性疾病、感染箇所での急激な増殖により炎症を起こす滲出炎性疾病、親和性のある標的臓器に次々と増殖する増殖炎性疾病等が宿主に発生する。

例えば、図14に示すような、「ヘリコバクター・ピロリ」は、動物の胃の粘膜に常在する細菌（病原微生物）である。この「ヘリコバクター・ピロリ」は一般にピロリ菌と呼

ばれ、胃の中でウレアーゼといわれる酵素を産生して尿素をアンモニアに分解する。生成したアンモニアが胃の粘膜と中和することにより、ピロリ菌は胃の中で定着し寄生状態となる。ピロリ菌が胃の中で増殖し続けると、アンモニアが過剰に発生するので、胃の粘膜の損傷、胃酸の過剰分泌、或いは胃潰瘍や癌等の発生原因となる。又、胃の中に発生する悪性リンパ種は、EBウイルス等の他にピロリ菌等の細菌が関与しているともいわれている。

このような微生物による感染症の治療対策としては、生体に薬剤を投与することにより寄生した微生物を殺菌し、微生物の細胞分裂を阻止する方法がある。例えば、化学療法剤を投与する化学療法、免疫血清等を注射する血清療法、抗生物質等のワクチンを注射する予防接種等がある。

微生物の中には効果的な治療方法の見つかっていない感染症もある。例えば、2002年7月アメリカのマサチューセッツ州で69歳の男性が、釣りの最中に誤って釣り針を手に刺し、傷口から「人食いバクテリア」と呼ばれる細菌に感染した。2002年8月10日の毎日新聞によると、この男性は釣り針を手に刺した2週間後に釣り針を刺した指の腫れに気づいたが、数時間後には指の腫れが腕全体に行き渡り、病院で「壊死性筋膜炎」と診断された。医師は、症状の進行を止めるために男性の指、手、腕等を次々と切断したが、男性は感染から1ヶ月後に死亡した。男性が感染した微生物は「フォトバクテリウム・ダムセラ」と呼ばれる細菌であり、「人食いバクテリア」と呼ばれる細菌の中でも病気の進行が特に早い細菌であった。

しかし、上述したような化学療法、血清療法、予防接種等を用いた感染症の治療対策では薬剤を投与して微生物の増殖を阻止するので、宿主の正常な組織を破壊してしまう問題があった。例えば上述したピロリ菌は、抗生物質を主体とする

抗菌剤を投与することにより胃の中の除菌を行う。抗菌剤は、投与された人体の正常な組織に対しても作用するので、下痢、肝障害、腎障害等の副作用をもたらす問題がある。抗菌剤に対する耐性菌が新たに出現する問題もある。

効果的な治療方法が確立されていない微生物による感染症は、微生物の増殖速度が極めて速く、適切な治療によりその増殖速度を抑制することができない。よって、感染者が症状に気づいた頃には既に手遅れとなる場合が多い。例えば「フオートバクテリウム・ダムセラ」による感染症は、感染者が腫れや発熱等の症状に気づいた頃には、薬品を投与する化学療法等の処置を施してもほとんど効果がなく、症状の原因となる微生物の増殖を有効に阻止する手段がなかった。

本発明は、上記した従来技術の欠点を除くためになされたものであって、その目的とするところは、生体に影響を与えずに、バクテリアやウイルス等の微生物のみを選択的に励振し、破壊することができる電磁波照射装置を提供することにある。

発明の開示

上記目的を達成するために、本発明の第1の特徴は、微生物の固有振動数に等しい周波数の電磁波を照射するための電磁波照射端子を先端部に有する外径0.1mm～20mmの細管と、電磁波を発生し、電磁波照射端子に供給する電磁波発生手段とを備えること電磁波照射装置であることを要旨とする。

微生物には多くの種類があるが、本発明は主に「病原微生物」を対象とする。「病原微生物」とは人間の体に入り込んで増殖することにより、人間に害を与える微生物で、細菌、真菌(カビ)、ウイルス、原虫などが含まれる。周知のように、細菌は大きく分けて、球菌、桿菌、らせん菌に分類され

る。自然界には、細菌よりも小さい微生物が存在する。大きさが $0.3 \mu\text{m}$ 程度の微生物は「リケッチア」、 $0.2 \mu\text{m}$ 以下の微生物は「ウィルス」と呼ばれる。又、両者の中間の性格を持つ微生物は「クラミジア」と呼ばれる。

微生物の固有振動数は、一般に 1 の微生物に対して複数存在する。例えば、低周波の領域では、細胞中の凝縮染色体の固有振動数として、

$$F_{\alpha} = [k / (M/N)]^{1/2} / 2\pi \quad \dots\dots (1)$$

が知られている。 F_{α} は凝縮染色体の固有振動数、 k は動源体微小管のバネ定数、 M は凝縮染色体の分子量、 N はアボガドロ数 (6×10^{23}) である。凝縮染色体 α の分子量 M が約 600 億グラム／モル、バネ定数が 10^{-6} であるので、(1) 式に代入すると $F_{\alpha} = 51.3 \text{ kHz}$ の値が得られる。又、ヘリコバクター・ピロリのように、微生物の全体を片持軸のたわみ振動する振動系とみなす場合は、微生物の直径、長さ、音速により数 MHz ～ 数百 MHz 程度の固有振動数が得られる。更に、微生物の細胞を構成する分子振動による固有振動の多くは、テラヘルツ帯に存在する。具体的には、バクテリアの野生種の場合においては、数 100 fs ～ 1 ps の時間領域でスペクトルの短波長側及び長波長側での早い減衰がみられ、それぞれテラヘルツ帯の固有振動に対応する。

一般に、微生物（細菌）は、細胞質を細胞膜（細胞膜質）が取り囲み、更にその外側に細胞壁がある。この細胞壁を構成するペプチドグリカン（peptidoglycan）を考えてみる。このペプチドグリカンは、N-アセチルグルコサミン（GlcNAc）と N-アセチルムラミン酸（MurAC）が交互に $\beta-1, 4$ 結合し、長い糖鎖であるグリカン鎖を形成している。アミノ酸は N-アセチルムラミン酸の乳酸残基にアミド結合し、4

このアミノ酸 [L-A l a - D - G l u - D A P (Lys) - D - A l a] からなるペプチドを構成している。この基本単位が数個～数十個つながり長い鎖状構造をとっている。細胞壁中のグリカン鎖は互いに平行に走り、ペプチド鎖同士の結合で架橋し、巨大分子を作っている。菌種（ブドウ球菌など）によっては、ペプチドグリカンの架橋構造の中にテイコ酸ポリマーが結合している。このため種々の振動モードが存在する。このため、微生物の細胞や細胞壁を構成する分子鎖状構造に応じて、異なる固有振動が存在する。例えば、3個の分子の変角振動と5個の分子の間の伸縮振動は、異なる固有振動である。この様に、微生物の細胞や細胞壁を構成する分子振動のモードに応じて、テラヘルツ帯に種々の固有振動数が存在する。更に、縦波の振動か横波の振動かの相違や、基本振動であるか高調波の振動であるかでも異なるので、テラヘルツ帯やテラヘルツ帯の近傍の高周波帯に多くの固有振動が存在する。

この様に、本発明の第1の特徴に係る電磁波照射装置においては、数十k H z程度の低周波からテラヘルツ帯の高周波までの電磁波が使用可能である。しかしながら、凝縮染色分体の固有振動やたわみ振動の固有振動等は、微生物の大きさ等に依存するので周波数の調整が複雑になる。一方、微生物の細胞を構成する分子振動による固有振動は、微生物の種類が決まれば、境界条件を一定とすればほぼ一定とすることが可能であるので、調整が容易である。このため、実用上はテラヘルツ帯やテラヘルツ帯の近傍の高周波帯の電磁波を用いるのが好ましい。

本発明の第1の特徴によれば、微生物の固有振動数に等しい周波数の電磁波が、細管の先端にある電磁波照射端子から出射される。微生物の固有振動数に等しい周波数の電磁波は、目的とする微生物を共鳴振動するように選択的に励起させる

ので、微生物の周辺にある細胞等が破壊されることなく、微生物のみを死滅させることができる。したがって、微生物が原因となる感染症等の病気を効果的に治療することができる。上述したように、微生物の固有振動数は一般に複数存在するので、同時に複数の固有振動数に等しい異なる周波数の電磁波を、電磁波照射端子から出射しても共鳴振動を起こしても良い。更に、電磁波のエネルギーを吸収して、微生物の温度が上昇し、微生物の固有振動数が変化する場合は、それに追従して電磁波の周波数を変化させ、共鳴振動状態を維持すれば良い。

本発明の第2の特徴は、アンテナ保持部と、アンテナ保持部に配置されたアンテナと、微生物の固有振動数に等しい周波数の電磁波をアンテナに供給する電磁波発生手段とを備える電磁波照射装置であることを要旨とする。アンテナは聴診器のチェストピースのようなオープンベル型の内壁を利用した構造の単一のアンテナでも、複数個の組み合わせでも良い。アンテナ保持部を筒形形状にして、その筒の内部に被照射体が収容できるようにし、複数個のパッチアンテナを筒の内壁に配列し、アンテナアレイを構成しても良い。この場合は、アンテナ保持部の壁面に配置された複数個のパッチアンテナから、内部に収容された被照射体に対して微生物の固有振動数に等しい周波数の電磁波が出射される。

本発明の第2の特徴によれば、微生物（病原微生物）の固有振動数に等しい周波数の電磁波が、目的とする微生物のみを選択的に励起させるので、微生物の周辺にある細胞等が破壊されることなく、共鳴振動により、微生物のみを死滅させることができる。したがって、被照射体の表面に発生した微生物を選択的に励起し、死滅させることができる。上述したように、微生物の固有振動数は特定の微生物に対して複数存在するが、テラヘルツ帯の電磁波を用いるのが好ましく、同

時に複数の固有振動数に等しい異なる周波数の電磁波をアンテナから出射しても良い。更に、電磁波のエネルギーを吸収して、微生物の温度が上昇し、微生物の固有振動数が変化する場合は、それに追従してアンテナから出射する電磁波の周波数を変化させて共鳴振動を維持するようにしても良い。

本発明の第3の特徴は、生体の血液を採血する採血ライン及び血液を生体に返血する返血ラインを有する血液洗浄装置と、採血ラインの血液中に存在する微生物の固有振動数に等しい周波数の電磁波を照射する電磁波照射部と電磁波を電磁波照射部に供給する電磁波発生手段とを備える電磁波照射装置であることを要旨とする。

本発明の第3の特徴によれば、微生物（病原微生物）の固有振動数に等しい周波数の電磁波が血液に照射されるので、血液中に発生した微生物を選択的に励起させ、共鳴振動により、死滅させることができる。第1及び第2の特徴と同様に、固有振動数は、特定の微生物に対し複数存在するが、テラヘルツ帯の電磁波を用いて共鳴振動を生じさせるのが好ましい。又、同時に複数の周波数の電磁波を血液に照射しても良い。更に、電磁波のエネルギーを吸収して、微生物の温度が上昇し、微生物の固有振動数が変化する場合は、それに追従して血液に照射する電磁波の周波数を変化させて、共鳴振動を維持するようにしても良い。

図面の簡単な説明

図1は、本発明の第1の実施の形態に係る電磁波照射装置の概略図である。

図2は、本発明の第1の実施の形態に係る内視鏡プローブの断面図である。

図3は、本発明の第1の実施の形態に係る内視鏡プローブの先端を示す概略図である。

図 4 は、本発明の第 1 の実施の形態に係る電磁波発生装置の概略図である。

図 5 は、本発明の第 1 の実施の形態に係る電磁波照射装置を用いた治療方法を示す概略図である。

図 6 は、本発明の第 1 の実施の形態の変形例に係る電磁波照射装置の概略図である。

図 7 は、本発明の第 1 の実施の形態の変形例に係る内視鏡プローブの断面図である。

図 8 は、本発明の第 1 の実施の形態の変形例に係る内視鏡プローブの先端を示す概略図である。

図 9 は、本発明の第 2 の実施の形態に係る電磁波照射装置を示す概略図である。

図 10 は、本発明の第 2 の実施の形態に係るアンテナアレイの A-A 方向に沿った断面図である。

図 11 は、本発明の第 2 の実施の形態に係るアンテナアレイの内壁面を示す概略図である。

図 12 は、本発明の第 3 の実施の形態に係る電磁波照射装置を示す概略図である。

図 13 は、本発明の第 3 の実施の形態に係る電磁波照射装置の拡大図である。

図 14 は、ヘリコバクター・ピロリの概略図である。

発明を実施するための最良の形態

以下、図面を参照して、本発明の実施の形態を説明する。以下の図面の記載において、同一又は類似の部分には、同一又は類似の符号を付している。但し、図面は模式的なものであり、形状や寸法等は現実のものとは異なることに留意すべきである。又、以下に示す第 1 ～ 第 3 の実施の形態は、この発明の技術的思想を具体化するための装置や方法を例示するものであって、この発明の技術的思想は、構成部品の材質、

形状、構造、配置等を下記のものに特定するものでない。この発明の技術的思想は、特許請求の範囲において、種々の変更を加えることができる。

(第 1 の実施の形態)

本発明の第 1 の実施の形態に係る電磁波照射装置は、図 1 及び図 2 に示すように、微生物（病原微生物）11 の固有振動数に等しい周波数の電磁波 2 を照射するための電磁波照射端子 74 を先端部に有する外径 0.1 mm ～ 20 mm の細管（内視鏡プローブ）7 と、電磁波 2 を発生する電磁波発生手段 3 とを備える医療機器である。細管 7 は、図 2 に示すように、生体に光を照射するライトガイド 72 及び微生物 11 の温度を検出する温度検出手段（温度検出端子）73 を更に有する。図 1 において、細管は内視鏡プローブ 7 を示しているが、腹腔鏡下胆のう摘出手術等に用いられる腹腔鏡、前立腺癌等の外科手術に用いられる針状の器具（ニードル）、血管や体腔等に挿入するためのカテーテルと同様な構造でも良い。又、細管の外径は、治療される側が異物感による不快感を感じないように、治療を施す部位に応じて 0.1 mm ～ 20 mm 程度に設けるのが良い。例えば、大腸や小腸等の消化器官に挿入する場合等には、10 mm ～ 20 mm 程度の外径で良く、経口等から挿入する場合は 1 mm ～ 10 mm 程度が好ましい。更に、腹腔鏡などの場合は、0.1 mm ～ 15 mm 程度が好ましい。

内視鏡プローブ 7 は、更に図 2 に示すように、生体の内部に挿入するチューブ 77 の中に、生体の内部の映像情報を取得する CCD カメラ 71 を有する。CCD カメラ 71、ライトガイド 72、温度検出端子 73 及び電磁波照射端子 74 はチューブ 77 の中を長手方向に沿ってそれぞれ配置されており、図 3 に例示するように、それぞれの一端が内視鏡プロー

ブ 7 の先端に露出されている。CCDカメラ 71、ライトガイド 72、温度検出端子 73 及び電磁波照射端子 74 の他端は、図 1 に示す内視鏡制御装置 8 に接続されている。CCDカメラ 71 は、内視鏡プローブ 7 の生体 1 に挿入される側の一端に対物レンズを有するのが好適である。ライトガイド 72 は、可視光の光ファイバが用いられる。ライトガイド 72 は、照明光を通過させることだけでなく、映像を透過させても良い。即ち、ライトガイド 72 を介して得られる映像をビームスプリッター等で分離し、その分離後に CCDカメラで映像情報を取得するようにすれば、図 2 の CCDカメラ 71 は不要である。映像情報の伝送線路として用いるためには、ライトガイド 72 の屈折率の分布が中心軸上で高く、外周側で低くなるような放物線型の分布の、いわゆる「収束性光伝送線路（グレーデッドインデックスファイバ）」にすれば良い。温度検出端子 73 は、T 型（Cu-Co）熱電対等でも良く、赤外線光ファイバを介して光学的に温度測定をしても良い。光学的に温度測定をする場合、ライトガイド 72 の材料を可視光及び赤外光の透過する材料に選べば、ライトガイド 72 が温度検出端子 73 を兼ねることができる。電磁波照射端子 74 は、その先端がパラボラ形状やホーン形状を有するアンテナが好適であり、テラヘルツ帯の電磁波を伝送可能な導波管型の可とう性中空導光路、同軸ケーブル、マイクロストリップ線路、コプラナ導波路などの高周波伝送線路 70 の先端部が利用可能である。

図 3 では CCDカメラ 71、ライトガイド 72、温度検出端子 73 及び電磁波照射端子 74 が一列に並んでいるが、一列に並ぶ必要はなく、他の配置が採用できることは勿論である。例えば、高周波伝送線路 70 として同軸ケーブルを用いた場合、同軸ケーブルの絶縁層の内部に同軸ケーブルの信号線を囲むように、CCDカメラ 71、ライトガイド 72、温

度検出端子 73 を配置し、一番外側に同軸ケーブルのグラウンド側の配線を設ける構造でも良い。

サブミリ波帯よりも高周波の電磁波であれば、高周波伝送線路 70 としての可とう性導波管（中空導光路）の直径は 1 mm 以下にすることが可能である。自由空間中では 3 THz が 0.1 mm の波長になる。電磁波照射端子 74 は、高周波伝送線路 70 としての遠赤外線光ファイバの先端部に設けられた遠赤外用レンズであっても良い。遠赤外線光ファイバとして、KRS-5 (TlBrI), TlBr, AgCl, AgBr, 酸化ゲルマニウムガラス、フッ素ガラス等の材料が使用できる。ライトガイド 72 の材料を可視光から遠赤外光まで透過するダイヤモンド等の材料や中空導光路（導波管）に選べば、ライトガイド 72 と高周波伝送線路 70 とを兼ねても良い。遠赤外線光ファイバを構成する材料の屈折率により、媒質中の高周波の電磁波の波長が決まることを考慮して、遠赤外線光ファイバの直径を設計すれば良い。

遠赤外線光ファイバを利用する場合は、ライトガイド 72 を介して光学的に温度測定も可能なので、ライトガイド 72 が高周波伝送線路 70 及び温度検出端子 72 を兼ねることが可能である。電磁波照射端子 74 の近傍には、高周波伝送線路 70 に接続されたインピーダンス調整用の可変スタブ 87 が設けられる。可変スタブ 87 は、マイクロアクチュエータ 88 を介して高周波伝送線路 70 に接続され、マイクロアクチュエータ 88 により駆動される。詳細な構造を示していないが、可変スタブ 87 は導波管、同軸ケーブル、マイクロストリップ線路、コプラナ導波路などの高周波伝送線路の構造に合わせて選べば良い。上述したように、ライトガイド 72 を照明光用のみに使うのではなく、映像情報の伝送線路として用いれば、CCD カメラ 71 は不要である。したがって、ライトガイド 72 が可視光から遠赤外光まですべて透過する

ワイドバンドな材料であれば、図 2 において C C D カメラ 71、高周波伝送線路 70、温度検出端子 73 は省略できる。この様な構造においては、特に、3 T H z 程度以上等の高周波の電磁波を利用する場合は、外径が 0.1 m m 以下の内視鏡プローブも実現可能である。勿論、外径が 0.1 m m 以上の内視鏡プローブでも構わない。現在、市販されている光ファイバのクラッド層の外径が 0.125 m m (コアはマルチモードで 50 μ m、シングルモードで 10 μ m の直径) であるので、クラッド層の外径と同程度の外径の内視鏡プローブも、理論的には可能であるが、図 2 に示す構造を考慮すれば、内視鏡プローブの外径は、0.2 m m 以上程度以上が好ましい。製造の容易性からは内視鏡プローブの外径は、0.5 m m 以上が好ましく、外径の上限は医療技術の要請から決定すれば良い。

内視鏡制御装置 8 は、図 1 に示すように、内視鏡プローブ 7 の内部にある C C D カメラ 71 及び温度検出端子 73 に接続された信号処理部 80、信号処理部 80 の出力側に接続されたモニタ 86、内視鏡プローブ 7 の内部にあるライトガイド 72 に接続された光源 82 を有する。信号処理部 80 は、更に映像処理部 81 と温度信号処理部 83 とを有する。映像処理部 81 及び温度信号処理部 83 は、映像解析処理装置及び温度測定装置が利用可能である。光源 82 は、可視光半導体レーザ、可視光発光ダイオード、放電管、蛍光ランプ等が用いられる。可視光半導体レーザや可視光発光ダイオードは、プローブの先端に設けても良い。又可視光半導体レーザや可視光発光ダイオードは、R (赤)、G (緑)、B (青) の 3 色を混合した白色光でも良く、微生物 11 がもっとも良識別できる波長に調整しても良い。

電磁波発生手段 3 は、対象となる微生物 11 の固有振動数に等しい周波数を選択して、微生物 11 に共鳴振動を生じさ

せるように、特定の電磁波を発生する手段である。例えば電磁波発生手段 3 は、図 1 に示すように、微生物 11 の固有振動数に等しい周波数の電磁波 2 を発生する比較的ワイドバンドの電磁波発生装置 5 と、微生物 11 の固有振動の変化に追従して微生物 11 に照射する電磁波の周波数を変化させる周波数調整部（周波数調整装置） 4 とで構成される。この場合、周波数調整装置 4 には非線形光学素子等が用いられる。電磁波発生装置 5 は、例えば図 4 に示すような、2 つのポンプ光の差の周波数を取り出すテラヘルツ帯電磁波発生装置を利用しても良い。具体的には、図 4 に示すように、第 1 ポンプ光 51 及び第 2 ポンプ光 52 を入射し、合成光 53a, 53b として出射するポンプ光制御部 54 と、合成光 53a, 53b を入射端面 56 に垂直入射し、第 1 ポンプ光 51 と第 2 ポンプ光 52 との周波数の差に等しい周波数の電磁波 2 を出射する電磁波発生部 55 とを有する電磁波発生装置 5 を用いることができる。第 1 ポンプ光 51 及び第 2 ポンプ光 52 は、単一モードのレーザダイオード、分布帰還（DFB）型半導体レーザ、共振器とグレーディングを備えた可変波長半導体レーザを用いた光源から発振される。ポンプ光制御部 54 は、偏光ビームスプリッターが用いられる。電磁波発生部 55 は、入射端面 56 と、入射端面 56 に対向した出射端面 57 と、入射端面 56 と出射端面 57 の間に位置し特定のミラー指数で表現される単結晶の結晶方位に沿った光導波路 58 とを有する。入射端面 56 及び出射端面 57 は、例えば SiO_2 - TiO_2 多層蒸着膜によりコーティングがされている。光導波路 58 は、リッジ構造からなる GAP コア層と GAP コア層の周囲に形成された $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{P}$ 層からなるクラッド層とから構成されたリッジ型光導波路である。光導波路 58 として、テルル化亜鉛（ZnTe）やニオブ酸リチウム（LiNbO₃）等の材料が用いられても良い。

図 4 に示す電磁波発生装置 5 においては、先ず、第 1 ポンプ光 5 1 及び第 2 ポンプ光 5 2 が、ポンプ光制御部 5 4 に入射する。次に、ポンプ光制御部 5 4 に入射された第 1 ポンプ光 5 1 及び第 2 ポンプ光 5 2 が、偏光ビームスプリッターにより合成され、合成光 5 3 a, 5 3 b として電磁波発生部 5 5 の入射端面 5 6 に垂直入射する。合成光 5 3 a, 5 3 b が入射端面 5 6 の G a P コア層に入射すると、T O フォノンと結合した差周波光が励起され、出射端面 5 7 から第 1 周波数と第 2 周波数との差に等しい周波数を持つ電磁波 2 が発生する。

なお、図 4 に示す電磁波発生装置 5 の他の例としては、マグネトロン、進行波管、クライストロン、カルシノトロン等の電子管、H₂O レーザ、O₂O レーザ、H C N レーザ、D C N レーザ等の気体レーザ等のミリ波帯から遠赤外領域における各種の電磁波発生装置でも良い。更に、電子管、気体レーザ等に比べて、小型、軽量、低電圧、低消費電力等の点で優れた機能を有するテラヘルツ帯の固体発振素子も使用可能である。但し、固体発振素子を用いた共振器は、周波数が高くなると出力が低下し、雑音特性が大きくなると共に周波数が不安定になる。雑音特性の増大及び周波数不安定化の問題を解決する固体発振器用共振器の条件は、(1) 高い Q 値を持っている、(2) 同期発振、電力合成が可能な構造である、(3) 共振器の大きさが波長に比べて大きいこと、等が挙げられる。このようなテラヘルツ帯の電磁波発生装置 5 として、準光学的共振器を用いた発振器が使用可能である。例えば、凹面鏡と回折格子を用いた準光学的なファブリペロ共振器を用いた発振器でガンダイオード、タンネット、理想型 S I T 等のテラヘルツ帯発信素子による同期発振、電力合成を行っても良い。電磁波発生手段 3 にスピン・フリップ・ラマンレーザなどの波長可変な電磁波発生装置 5 を用いれば、周波数

調整装置 4 は省略可能である。更に複数の周波帯に対応してそれぞれの電磁波発生装置 5 を用意し、最終的に電磁波発生手段 3 がカバーする周波数領域の帯域を拡大しても良い。又、既に述べたように、微生物 1 1 の固有振動は特定の微生物 1 1 のそれぞれに複数存在するので、それぞれの固有振動に応じて複数の電磁波発生装置 5 を用意し、同時に複数の周波数の電磁波を照射可能にしても良い。複数の電磁波発生装置 5 に対応して、複数の周波数調整装置 4 が用意される。

次に、本発明の第 1 の実施の形態に係る電磁波照射装置を用いて治療を行う手順を図 1 ～ 図 5 を用いて説明する。

(イ) 先ず、患者の体内に存在する微生物 1 1 の場所を特定する。具体的には、図 1 に示すように、生体 1 にトラカール等（図示せず）を穿刺して内視鏡プローブ 7 を挿入する。内視鏡プローブ 7 は、生体 1 の経口から挿入しても良い。次に、光源 8 2 が生成した光を図 2 に示すライトガイド 7 2 を介して内視鏡プローブ 7 の先端から照射し、内視鏡プローブ 7 の先端付近の映像を取得する。映像は CCD カメラ 7 1 により取得され、図 1 に示す映像処理部 8 1 により画像解析された後、モニタ 8 6 に表示される。なお、モニタ 8 6 に表示された映像は、微生物 1 1 の識別がし易いように特定の色彩のみを強調するような加工が施されるのが好ましい。例えば、特定の色彩をより明瞭に描出する I H B 色彩強調処理、粘膜行動態画像処理等が行われるのが好適である。或いは、レーザ顕微鏡のように特定の色のレーザ光を半導体レーザから照射することにより、微生物 1 1 を特定し易くしても良い。

(ロ) 次に、モニタ 8 6 の映像を観察しながら微生物 1 1 の発生箇所を確認し、図 5 に示すように、内視鏡プローブ 7 の先端を微生物 1 1 に近づける。そして、温度検出端子 7 3 及び電磁波照射端子 7 4 を微生物 1 1 に接近させる。微生物 1 1 の温度情報は温度検出端子 7 3 により検出され、図 1 に

示す温度信号処理部 83 に解析処理された後、モニタ 86 に表示される。次に、電磁波発生装置 5 により電磁波 2 を発生させ、周波数調整装置 5 により微生物 11 の固有振動数に等しい周波数に調整する。微生物 11 の固有振動数に等しい周波数の電磁波 2 は、予めラマン散乱分光法等により求めておけば良い。患者に寄生した微生物 11 を、治療を行う前に、予め、微生物 11 を採取してその固有振動の周波数を測定しておけば良い。固有振動の周波数は、反射率測定器等により微生物 11 に照射する電磁波の定在波比 (VSWR) を測定しても良い。或いは、微生物 11 にパルス波を照射し、その周波数応答測定により決定可能である。更に、微生物 11 に電磁波 2 を照射し、その変化をライトガイド 72 を介して、顕微鏡によりその場観察 (インシツ・モニタ) して固有振動数を特定することもできる。

(ハ) 次に、図 5 に示すように、内視鏡プローブ 7 の先端に設けられた電磁波照射端子 74 から微生物 11 に例えば 1.5 THz ~ 100 THz の電磁波 2 を照射し、微生物 11 に共鳴振動を生じさせる。この際、マイクロアクチュエータ 88 により、可変スタブ 87 が駆動され、高周波伝送線路の終端のインピーダンスが調整され、微生物 11 に電磁波 2 のパワーが照射される。図 5 においては、微生物 11 の例としてヘリコバクターピロリを示しているが、他の微生物 11 でも良いことは勿論である。電磁波 2 が照射されたヘリコバクターピロリ 11 は、電磁波 2 のエネルギーにより励振され、共鳴振動状態になるため、細胞膜や鞭毛等が大きく振動する。共鳴振動により、大きく振動したヘリコバクターピロリ 11 は細胞が破壊されるため、最終的には死滅する。なお、電磁波 2 が照射された微生物 11 は、電磁波が照射されることで運動エネルギーが増大するので、微生物 11 自体の温度が上昇する。したがって、微生物 11 の固有振動数の変化の温度

依存性を予め測定しておく。そして、温度検出端子 73 により検出された温度データに基づいて照射する電磁波 2 の周波数を決定し、周波数調整装置 4 により調整するのが好ましい。又、温度変化に伴う周波数の変化と共に高周波伝送線路 70 の終端インピーダンスが変化するので、マイクロアクチュエータ 88 で可変スタブ 87 を駆動し、インピーダンス調整をするのが好ましい。電磁波 2 の照射は、モニタ 86 で直接微生物 11 の動きをその場観察（インシツ・モニタ）しながら行うことも可能であるので、微生物 11 の動きの変化を観察することにより微生物 11 の共振状態を把握し、周波数調整装置 4 により照射する電磁波 2 の周波数を適宜変化させることもできる。なお、微生物 11 の固有振動数が複数個存在するので、電磁波発生手段 3 からそれぞれの固有振動数に対応させ、複数の互いに異なる周波数の電磁波を同時に電磁波照射端子 74 に供給し、微生物 11 に照射するようにしても良い。

本発明の第 1 の実施の形態に係る電磁波照射装置によれば、微生物 11 に共鳴振動を生じさせ、患者の体内に存在する微生物 11 のみを選択的に破壊し、微生物 11 が原因となる感染症の進行を効果的に阻止することができる。

（第 1 の実施の形態の変形例）

本発明の第 1 の実施の形態の変形例に係る電磁波照射装置は、図 7 及び図 8 に示すように、CCD カメラ 71、ライトガイド 72、温度検出端子 73、及び電磁波照射端子 74 に並行して内視鏡プローブ 7 の内部に配置された薬品注入部 75 と、電磁波照射端子 74 に接続され、内視鏡プローブ 7 の内部の先端側に配置されたモノリシック集積回路 78 とを有し、図 6 に示すように、薬品注入部 75 に接続された薬品供給部 85 とを有する点が図 1 ～ 図 3 に示す電磁波照射装置と

異なる。

図 7 に示すモノリシック集積回路 7 8 は、テラヘルツ帯の電磁波発生手段として機能する。モノリシック集積回路 7 8 には、電源配線 7 9 を介して直流バイアスや必要な信号等が供給される。このモノリシック集積回路 7 8 は、微生物（病原微生物）11 の固有振動数に等しい周波数の電磁波を発生する比較的ワイドバンドの増幅回路と周波数チューナーを備えるのが好適である。モノリシック集積回路 7 8 には、理想型 S I T 等のテラヘルツ帯増幅発振素子（能動素子）を使用することができる。薬品注入部 7 5 は、薬品供給部 8 5 から供給される薬品を微生物 11 の寄生した組織に注入する。注入する薬品としては、目的とする細胞の種類に応じた薬品や栄養剤等が好適である。例えば、バクテリア等の微生物 11 を蛍光させ、微生物 11 の位置を特定し易くするように、光線力学的診断（P D D）又は光線力学的治療（P D T）に使用されるポルフィマーナトリウム等の光感受性物質が好適である。

図 8 では C C D カメラ 7 1、ライトガイド 7 2、温度検出端子 7 3 及び電磁波照射端子 7 4、薬品注入部 7 5 が一列に並んでいるが、一列に並ぶ必要はなく、他の配置が採用できることは勿論である。

本発明の第 1 の実施の形態の変形例に係る電磁波照射装置によれば、生体 1 に光感受性物質等の薬品を注入するので、微生物 11 の特定をし易くすることができる。目的とする微生物 11 の殺菌効果を有する薬品を注入すれば、電磁波の照射による微生物 11 の破壊効果を更に高めることができる。

（第 2 の実施の形態）

本発明の第 2 の実施の形態に係る電磁波照射装置は、図 9 に示すように、アンテナ保持部 6 0 と、アンテナ保持部 6 0

の壁面に配置された複数のアンテナ（パッチアンテナ）61 a, 61 b, 61 c, ……と、微生物（病原微生物）の固有振動数に等しい周波数の電磁波2 a, 2 b, 2 c, ……をアンテナに供給する電磁波発生手段3とを備える医療機器である。アンテナ保持部60と複数のパッチアンテナ61 a, 61 b, 61 c, ……は、アンテナアレイ6を構成している。アンテナ保持部60は筒形状を有しており、その筒の内部に生体が収納される。図10に示すように、アンテナ保持部60の内壁面には複数のパッチアンテナ61 a, 61 b, 61 c, ……がマトリクス状に配置されている。この複数のパッチアンテナ61 a, 61 b, 61 c, ……は、図11に示すように、それぞれ高周波伝送路62に接続され、図9に示す周波数調整装置4及び電磁波発生装置5に接続されている。電磁波発生装置5から発生した電磁波は、図10に示すように、パッチアンテナ61 a, 61 b, 61 c, ……61 tからアンテナアレイ6の中心へ向かって電磁波2 a, 2 b, 2 c, ……2 tとして出射される。高周波伝送路62としては、同軸ケーブル、ストリップ線路、コプラナ線路等が用いられる。他は、図1に示す構成と同様であるので、重複した記載を省略する。なお、図9において、アンテナ保持部60は、人間の体の全体が入る大型のアンテナ保持部6を示したが、腕部又は脚部のみが入る小型のものでも良い。更に指1本が入る程度の大きさであっても良い。

本発明の第2の実施の形態に係る電磁波照射装置を用いて治療を行うには、

（イ）図9において、先ず、生体1の皮膚等に発生した壊死又は腫れ等の被治療部位を特定し、被治療部位に存在する微生物（病原微生物）の固有振動数を測定する。固有振動数の測定は第1の実施の形態で示した測定方法と同様に、ラマン分光法で求めても良く、反射率測定器等を利用し微生物の

V S W R を測定すること等により可能である。

(ロ) 次に、図 9 に示すように、生体 1 をベッド 6 3 に載せ、アンテナ保持部 6 0 の内部に生体 1 を挿入する。

(ハ) 次に、電磁波発生装置 5 が生体 1 に存在する微生物の固有振動数に近い周波数帯の電磁波、例えば 1 T H z ~ 1 0 0 T H z の電磁波を発生し、周波数調整装置 4 がその周波数を微生物の固有振動数に等しくなるように調整する。次に、アンテナアレイ 6 の内壁に設けられたパッチアンテナ 6 1 a , 6 1 b , 6 1 c , 6 1 t が、電磁波 2 a , 2 b , 2 c , 2 t を生体 1 に照射する。生体 1 に存在する微生物は、共振周波数に等しい電磁波のエネルギーが与えられるので励振し、細胞膜が破壊される、或いは細胞分裂が停止する。一方、生体 1 の正常な細胞は、微生物とは異なる固有振動数を有するので励起状態にならず、細胞の破壊、細胞分裂の停止が生じない。

本発明の第 2 の実施の形態に係る電磁波照射装置によれば、正常な細胞の固有振動数とは異なり、且つ微生物の固有振動数に等しい周波数の電磁波 2 a , 2 b , 2 c , 2 t が、アンテナ保持部 6 0 の内壁面にマトリクス状に配置されたパッチアンテナ 6 1 a , 6 1 b , 6 1 c , 6 1 t から生体 1 にそれぞれ照射される。このため、正常な細胞を破壊することなく、微生物を共鳴振動させ、特定の微生物のみを選択的に励振させ、破壊することができる。

図 9 に示す電磁波照射装置においては、例えば生体 1 をアンテナ保持部 6 0 の内部に挿入する前に、治療の対象でない部分を予めシールドしておくのが好ましい。又、治療部分の生体 1 表面からの深度により、パワーレベルを調節するのが好ましい。或いは各パッチアンテナ 6 1 a , 6 1 b , 6 1 c , 6 1 t のそれぞれにスイッチを設け、特定のパッチアンテナ 6 1 a , 6 1 b , 6 1 c , 6 1 t からのみ選択

的に電磁波が出射されるようにしても良い。

一般に生体の組織に電磁波を照射する場合は、電磁波のエネルギーが組織に吸収されるので、電磁波が組織中を伝搬すると同時に次第に減衰する現象を考慮しなくてはならない。生体の組織を誘電体とみなすと、組織中を電磁波が伝搬する際の減衰定数 γ は次式で表される。

$$\gamma = j\omega(\epsilon\mu)^{1/2}\{1 - j(\sigma/\omega\epsilon)\}^{1/2} \quad \dots\dots(2)$$

(2) 式において、 σ は組織の導電率、 ϵ は誘電率、 μ は透磁率、 ω は角周波数である。 $p = \sigma / \omega \epsilon$ の値は、生体組織で $0.1 < p < 10$ 程度であるので、(2) 式の実部を α とすると、次式が得られる。

$$\alpha = \omega[(\mu\epsilon/2)\{(1+p^2)^{1/2}-1\}]^{1/2} \quad \dots\dots(3)$$

(3) 式において、周波数 f が高い場合を考慮すると、

$$\alpha = \omega\{(\mu\epsilon/2)p\}^{1/2} \quad \dots\dots(4)$$

となる。組織への浸透の程度は、電力密度が e^{-2} に減衰する距離 δ を用いて表される。 δ は α の逆数で与えられ、「表皮の深さ」或いは「浸透の深さ」と呼ばれる。(4) 式において、 $\delta = 1/\alpha$ であるので、

$$\delta = (1/\pi f\mu\sigma)^{1/2} \quad \dots\dots(5)$$

という式が近似的に得られる。生体は水の誘電率と同程度であり、生体を構成する分子のほとんどが非磁性体と考えられるので、 $\epsilon_r \approx 1$ [F/m], $\mu_r \approx 80$ [H/m] 程度と推察でき

る。真空中での誘電率及び透磁率は、 $\epsilon_0 \doteq 8.8542 \times 10^{-12} [\text{F/m}]$, $\mu_0 \doteq 4\pi \times 10^{-7} [\text{H/m}]$ である。図9に示す電磁波照射装置において、(5)式を利用すると、周波数が3 THzの電磁波を生体に照射した場合は $\delta = 70 \mu\text{m}$ 程度、周波数1.2 THzの電磁波を照射した場合は、 $\delta = 115 \mu\text{m}$ 程度となる。なお、ガンジー (Gandhi) らの23 GHzにおけるウサギの皮膚のデータ及びデバイ緩和に基づく複素誘電率の式から算出したデータによると、周波数が300 GHzの電磁波を照射した場合は、浸透深さ $\delta = 231 \mu\text{m}$ 程度となる。

以上のように、マイクロ波以上の高周波の電磁波を照射した場合は、電磁波の浸透の深さが体表付近しか到達しないことが分かる。図9に示す電磁波照射装置においては、表皮近傍に微生物が寄生した生体に対して治療を行うのが好ましい。本発明の実施の形態に係る電磁波照射装置においては、1 THz以下の周波数の電磁波を使用することも可能で、例えば細胞内の染色体等に対して数十kHz程度の低周波の電磁波を照射して染色体を振動させ、細胞分裂を抑制することも可能である。

なお、微生物の固有振動数は、特定の微生物に対して複数個存在することを考慮すれば、第1の実施の形態と同様に、電磁波発生手段3が複数の電磁波発生装置5を備え、互いに異なる周波数を同時に発振するようにしても良い。

(第3の実施の形態)

本発明の第3の実施の形態に係る電磁波照射装置は、図12に示すように、生体1の血液を採血する採血ライン93及び血液を生体1に返血する返血ライン94を有する血液洗浄装置9と、採血ライン93の血液中に存在する微生物(病原微生物)の固有振動数に等しい周波数の電磁波を照射する電

磁波照射部（アンテナアレイ）6と電磁波を電磁波照射部（アンテナアレイ）6に供給する電磁波発生手段3とを備える医療機器である。電磁波発生手段3は、図1に示す構成と同様であるので、重複した記載を省略する。

血液洗浄装置9は、図12に示すように、採血ライン93、採血ライン93の下流側に配置されたアンテナアレイ6、アンテナアレイ6の下流側に配置された返血ライン94を有する。採血ライン93は、採血口91、採血口91の下流側に配置された血流ポンプ95、血流ポンプ95の更に下流側に配置されたチャンバー96を有する。返血ライン94は、アンテナアレイ6の下流側に配置されたチャンバー97、チャンバー97の下流側に配置された返血口92を有する。採血ライン93及び返血ライン94は、シリコン製のチューブが用いられている。図13に示すように、採血ライン93及び返血ライン94のチューブの外周を取り囲むように電磁波照射部（アンテナアレイ）6が配置されている。アンテナアレイ6は、前述した図10及び図11と同様な構成で内径や長さを小さくしたものと等価であり、内壁面に設けられたマトリクス状のパッチアンテナ（図示せず）が採血ライン93及び返血ライン94のチューブの外周のほぼ全面に配置されている。アンテナアレイ6は、図12に示すように、高周波伝送路62を介して周波数調整装置4及び電磁波発生装置5に接続されている。既に述べたように、3THzの電磁波の血液中の浸透深さ $\delta = 70 \mu\text{m}$ 程度であるので、この場合のチューブの外径は $140 \mu\text{m}$ 以下が好ましいことになる。一定の血液の流量を流すためには、外径 $140 \mu\text{m}$ 以下のチューブを複数本束にした構造で、それぞれのチューブに電磁波照射部6から電磁波が照射される。或いは、内径が 2δ 程度の孔が多数開いたハニカム構造のチューブにしてそれぞれの孔の内壁にパッチアンテナを設けても良い。あまりチューブの

内径が狭くなると現実的ではなくなるので、 2δ よりも大きな内径のチューブを蛇行させ、チューブの中央付近を通過する血液がチューブの内壁に複数回衝突するようにしても良い。

次に、本発明の第3の実施の形態に係る電磁波照射装置を用いて治療を行う手順を図12を用いて説明する。

(イ) 先ず、採血口91を生体1の動脈に穿刺し、返血口92を生体1の静脈に穿刺する。採血口91から生体1の血液が採血され、血流ポンプ95を介してチャンバー96へと流れる。チャンバー96で空気や異物が除去された血液は、アンテナアレイ6が配置された側へ流れる。

(ロ) 次に、電磁波発生装置5が、血液に存在する微生物の固有振動数に等しい周波数の電磁波を発生し、周波数調整装置4及び高周波伝送路62を介してアンテナアレイ6に電磁波を供給する。電磁波が供給されたアンテナアレイ6は、その電磁波を採血ライン93及び返血ライン94のチューブの外周から血液に向かって照射する。電磁波が照射された血液中の微生物は、運動エネルギーが与えられることにより共鳴振動を生じ、細胞膜の破壊、細胞停止等が生じる。一方、血液中の正常な細胞は、微生物と異なる固有振動数を有するので励振されず、細胞破壊が生じない。

なお、アンテナアレイ6から供給する電磁波の周波数は、予め生体1の血液を採血し、ラマン散乱分光法等を用いて目的とする微生物或いは異常細胞の固有振動数を測定しておくことで決定可能である。

本発明の第3の実施の形態に係る電磁波照射装置によれば、血液中の正常な細胞を破壊することなく、血液中に存在する微生物を選択的に励振し、破壊することができる。なお、第1及び第2の実施の形態と同様に、電磁波発生手段3が複数の電磁波発生装置5を備え、互いに異なる周波数を同時に発振するようにしても良い。

(その他の実施の形態)

上記のように、本発明は第1～第3の実施の形態によって医療機器として記載したが、この開示の一部をなす論述及び図面はこの発明を限定するものであると理解すべきではない。この開示から当業者には様々な代替実施の形態、実施例及び運用技術が明らかとなろう。

既に述べた第1の実施の形態においては、内視鏡プローブ7の代わりに腹腔鏡を使用することができる。この場合、生体1の皮膚に5～20mmの小さい切開を3～4ヶ所作り、切開部分から専用の専用の細長い鉗子や鋏などの手術機器と細管（腹腔鏡）7を入れ、生体1の腹の中をモニタ86の画面上に映し出して電磁波を照射することができる。電磁波照射端子74は、内視鏡プローブ7の先端に設けられる必要はなく、内視鏡プローブ7と同様な細管の先端に設けられても良い。更に、鉗子等の手術機器の先端に電磁波照射端子74を設けても良い。内視鏡プローブ7の先端に、振動数検出端子等が設けられることにより、電磁波照射端子74から照射する電磁波2の周波数を測定可能な構成であっても良い。

第3の実施の形態においては、アンテナアレイ6から血液に電磁波を照射すると同時に、血液中の血球に薬剤を含有させても良い。

本発明の第3の実施の形態に係る電磁波照射装置は、マイクロ機器を1つのチップにまとめたマイクロTAS (Total Analysis System)を用いても構成できる。即ち、マイクロTASの構造で、血液をシリンジ・ポンプからの圧力によって様々な細管に正確に導き、健康な血液は流体回路から外に流され、微生物に犯された血液は、マイクロリアクターに集め、微生物の固有振動数の電磁波を照射するようにしても良い。更に、血液だけでなく、細胞群をリンガー液とともに流し、

健康な細胞は流体回路から外に流され、微生物に犯された細胞は、マイクロリアクターに集め、微生物の固有振動数の電磁波を照射するようにしても良い。「リンガー液」は、細胞を生体外で生きた状態に維持するために用いられる液体で、ナトリウム、カリウム、カルシウム、塩素のイオンを含む。この場合、シリコン基板、ガラス基板、アルミナ (Al_2O_3) 等のセラミック基板、ポリマー基板等で、アクチュエータ基板を構成し、アクチュエータ基板の表面には、細胞群をリンガー液と共に注入し、一時収納する細胞注入槽や処理の終わった細胞群とリンガー液を一時保存し、排出する排出槽を形成し、細胞注入槽と排出槽との間には、幅 $1\ \mu m \sim 1\ mm$ 、好ましくは幅数 $\mu m \sim$ 数百 μm 、深さ $1\ \mu m \sim$ 数百 μm 、好ましくは深さ数 $\mu m \sim$ 数十 μm の流路（マイクロ流路）を形成しておき、生体から分離・採取した細胞群をリンガー液と共に、この流路（マイクロ流路）を流す。細胞注入槽の近傍の流路には入口側マイクロバルブ及び入口側マイクロポンプを配置し、排出槽の手前の流路には出口側マイクロバルブを配置して、マイクロTASを構成すれば良い。入口側マイクロバルブ及び出口側マイクロバルブとしては、ダイアフラム型（メンブレン型）、圧電素子型、静電型、電磁バルブ型やバイメタル・形状記憶合金型等の種々のマイクロバルブが使用可能である。入口側マイクロポンプとしては、圧電素子型、静電型、電磁バルブ型やバイメタル・形状記憶合金型等の種々のマイクロポンプが使用可能である。更には、熱膨張や加熱による流体飽和蒸気圧の温度依存性と相変化による比容積の変化を利用するマイクロポンプ、磁性流体に磁場を印加するマイクロポンプ、高電界中で発生する電界と流体間の特殊な相互作用を利用したEHDポンプ等も使用可能である。

第1～第3の実施の形態においては、電磁波発生装置5のGaPコア層が、テルル化亜鉛 ($ZnTe$) やニオブ酸リチ

ウム (LiNbO₃) 等が利用されても良い。電磁波発生装置 5 から取り出される電磁波 2 は、パラメトリック発振により得られても良い。又、第 1 ～ 第 3 の実施の形態において、予め生体 1 の治療を行う前に、光感受性物質等の薬剤を投与しておき、微生物 (病原微生物) の存在する位置を特定し易くするのが好適である。微生物の種類や場所を特定する手段として、核磁気共鳴イメージング装置 (MRI) や、光トポグラフィ装置、機能的 MRI (fMRI)、近赤外光断層イメージング装置 (CT) 等を併用しても良い。微生物の寄生又は細胞の突然変異により発生した異常細胞の固有振動数に等しい電磁波を発生させて治療を行うことも可能である。

なお、第 1 ～ 第 3 の実施の形態においては、電磁波発生手段 3 の内部に複数の電磁波発生装置 5 を有する場合に付いて述べたが、電磁波発生手段 3 が複数の構成でも良い。この場合は、複数の電磁波発生手段 3 が複数の周波数を同時に発振することが可能になる。

更に、エアコンなどの空気清浄機に、第 1 ～ 第 3 の実施の形態において説明した電磁波発生装置 5 を接続又は組み込み、インフルエンザウイルスなど空気中に浮遊するウイルスの固有振動数に等しい周波数の電磁波を照射したり、メチシリン耐性黄色ブドウ球菌 (MRSA) などの病原性細菌の固有振動数に等しい周波数の電磁波を照射することにより、これらのウイルスや病原性細菌の増殖・感染能力を失わせることも出来る。具体的には、図 9 や図 10 と同様なパッチアンテナ 61a, 61b, 61c, …… 61t をエアコンなどの空気清浄機に組み込めば良い。また、夏風邪の原因の一つであるコクサッキーウイルスや、院内感染の代表的な原因とされる MRSA、大腸菌や黒カビについても同様に、これらの固有振動数に等しい周波数の電磁波を照射することにより、これらの微生物の表面のたんぱく質を分子レベルで破壊し、大

気中の微生物駆除技術として有効である。

食中毒の病因物質は、細菌、ウイルス、化学物質、自然毒等があるが、そのうちの８０パーセント以上は細菌である。例えば、腸炎ビブリオは、日本においてサルモネラと並ぶ代表的な食中毒原因菌であり、生体内毒素型の食中毒原因菌として最も発生頻度が高い。腸炎ビブリオは海水を最も好適な棲息地とするので、海水温度が上昇する夏期になると盛んに増殖し、海産魚介類を高い頻度で汚染する。汚染された魚介類を摂取した人間は、下痢や腹痛、発熱、嘔吐等の症状を起こし、場合によっては死に至ることもある。例えば、冷蔵庫の内部や食品保存庫の内部、若しくは調理台等に、図９や図１０と同様なパッチアンテナ６１ａ，６１ｂ，６１ｃ，・・・・６１ｔを配置し、食中毒原因菌の固有振動数に等しい周波数の電磁波の照射部を設けておけば、食中毒原因菌を選択的に殺すことが可能である。

この様に、本発明はここでは記載していない様々な実施の形態等を含むことは勿論である。したがって、本発明の技術的範囲は上記の説明から妥当な特許請求の範囲に係る発明特定事項によってのみ定められるものである。

産業上の利用可能性

「生体」とは、生物の生きている体の意であり、生活現象を行うあらゆる動物及び植物を含む。特に、脊椎動物門の軟骨魚綱、硬骨魚綱、両生綱、爬虫綱、鳥綱、哺乳綱の動物の生体内において、微生物の寄生した場合の治療、或いは、細胞の突然変異により発生した異常細胞の治療に利用可能である。例えば、ＳＡＲＳウイルスと同科同属で、表面構造も一致する鳥コロナウイルス（鶏伝染性気管支炎ウイルス）の固有振動数を前もって調べておけば、これらのウイルスを選択的に死滅させることが可能である。更に、これらの医療分野

の医療機器として利用できる。更に、植物に寄生した微生物も選択的に駆逐できるので、農業や食品加工の分野にも利用可能である。更に、エアコンなどの空気清浄機等の分野にも採用可能である。

請求の範囲

1. 微生物の固有振動数に等しい周波数の電磁波を出射する電磁波照射端子を先端部に有する外径0.1mm～20mmの細管と、

前記電磁波を発生し、前記電磁波照射端子に供給する電磁波発生手段

とを備えることを特徴とする電磁波照射装置。

2. 前記細管は、前記微生物の温度を検出する温度検出手段を更に有することを特徴とする請求の範囲第1項に記載の電磁波照射装置。

3. 前記電磁波発生手段は、前記固有振動の変化に追隨して前記微生物に照射する前記電磁波の周波数を変化させる周波数制御装置を更に備えることを特徴とする請求の範囲第1項に記載の電磁波照射装置。

4. 前記電磁波発生手段は、それぞれ異なる複数の周波数の電磁波を同時に発振可能であることを特徴とする請求の範囲第1項に記載の電磁波照射装置。

5. アンテナ保持部と、

前記アンテナ保持部に配置されたアンテナと、

微生物の固有振動数に等しい周波数の電磁波を前記アンテナに供給する電磁波発生手段

とを備えることを特徴とする電磁波照射装置。

6. 前記電磁波発生手段は、前記固有振動の変化に追隨して前記微生物に照射する前記電磁波の周波数を変化させる周波

数制御装置を更に備えることを特徴とする請求の範囲第5項に記載の電磁波照射装置。

7. 前記電磁波発生手段は、それぞれ異なる複数の周波数の電磁波を同時に発振可能であることを特徴とする請求の範囲第5項に記載の電磁波照射装置。

8. 生体の血液を採血する採血ライン及び前記血液を前記生体に返血する返血ラインを有する血液洗浄装置と、

前記採血ラインの前記血液中に存在する微生物の固有振動数に等しい周波数の電磁波を照射する電磁波照射部と

前記電磁波を前記電磁波照射部に供給する電磁波発生手段とを備えることを特徴とする電磁波照射装置。

9. 前記電磁波発生手段は、前記固有振動の変化に追従して前記微生物に照射する前記電磁波の周波数を変化させる周波数制御装置を更に備えることを特徴とする請求の範囲第8項に記載の電磁波照射装置。

10. 前記電磁波発生手段は、それぞれ異なる複数の周波数の電磁波を同時に発振可能であることを特徴とする請求の範囲第8項に記載の電磁波照射装置。

FIG. 1

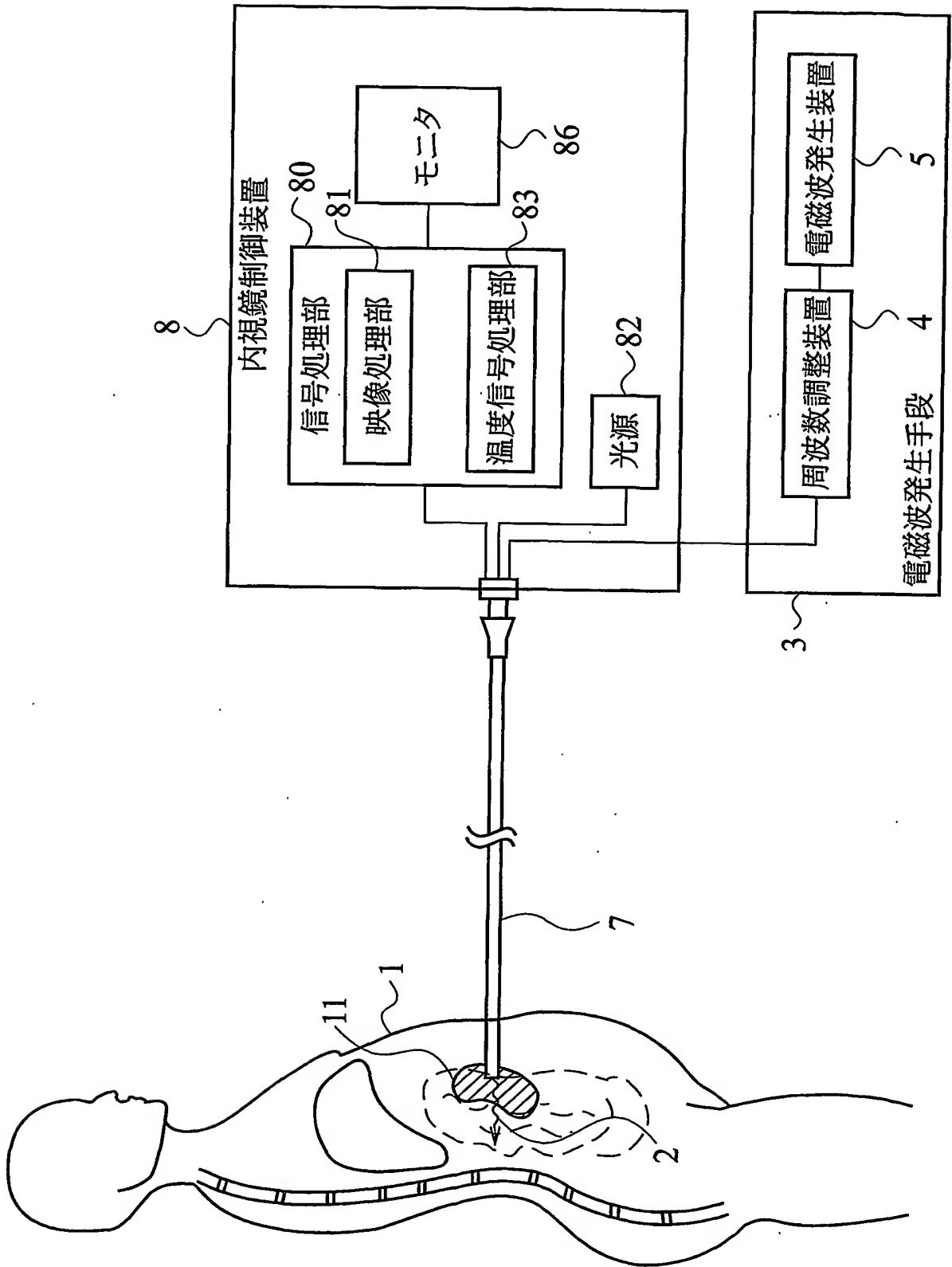


FIG. 2

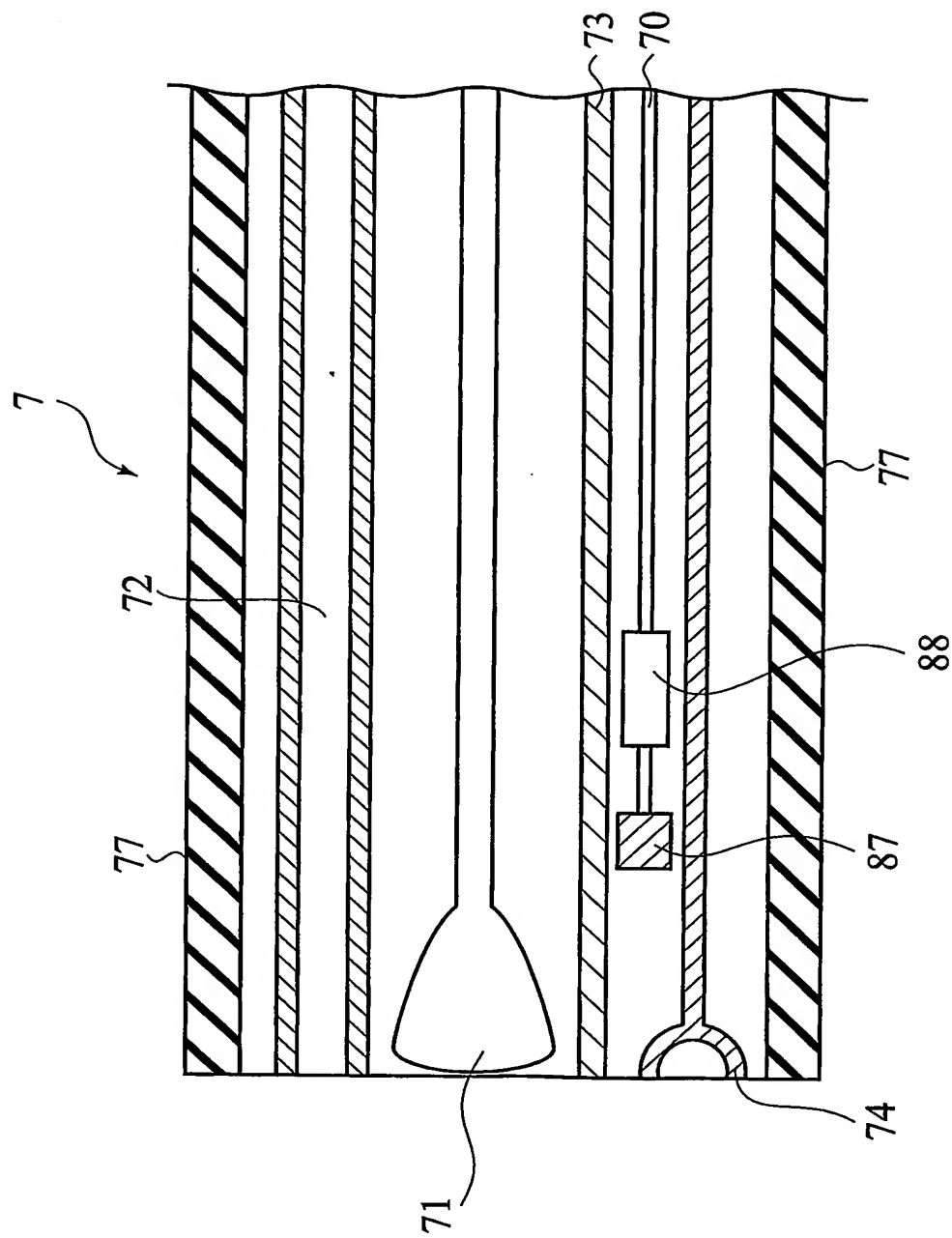


FIG. 3

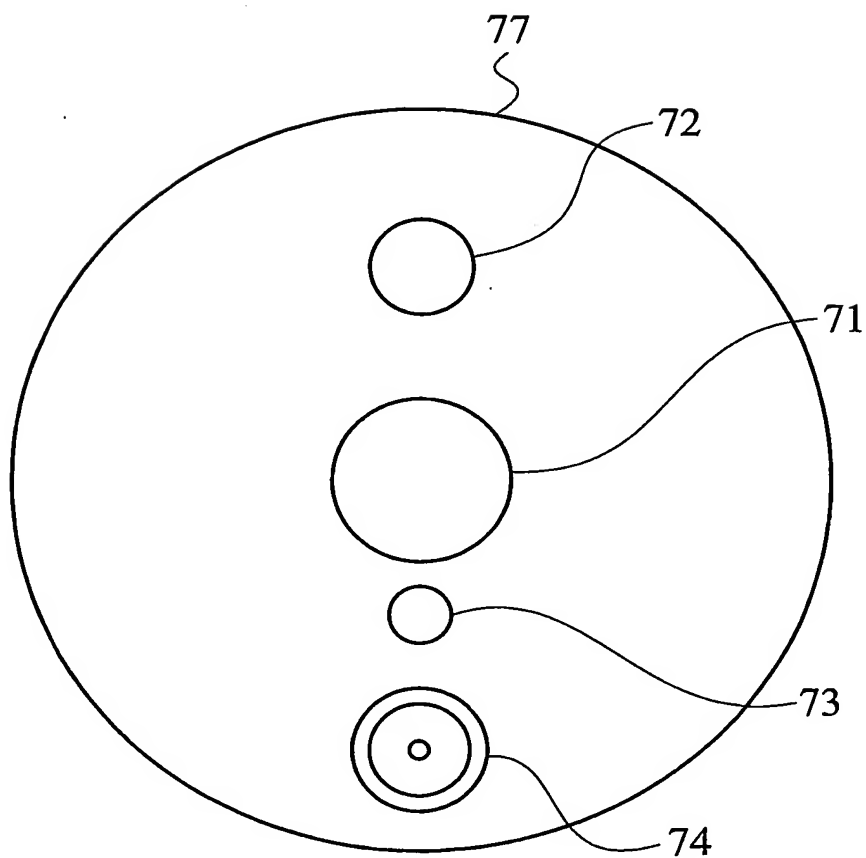


FIG. 4

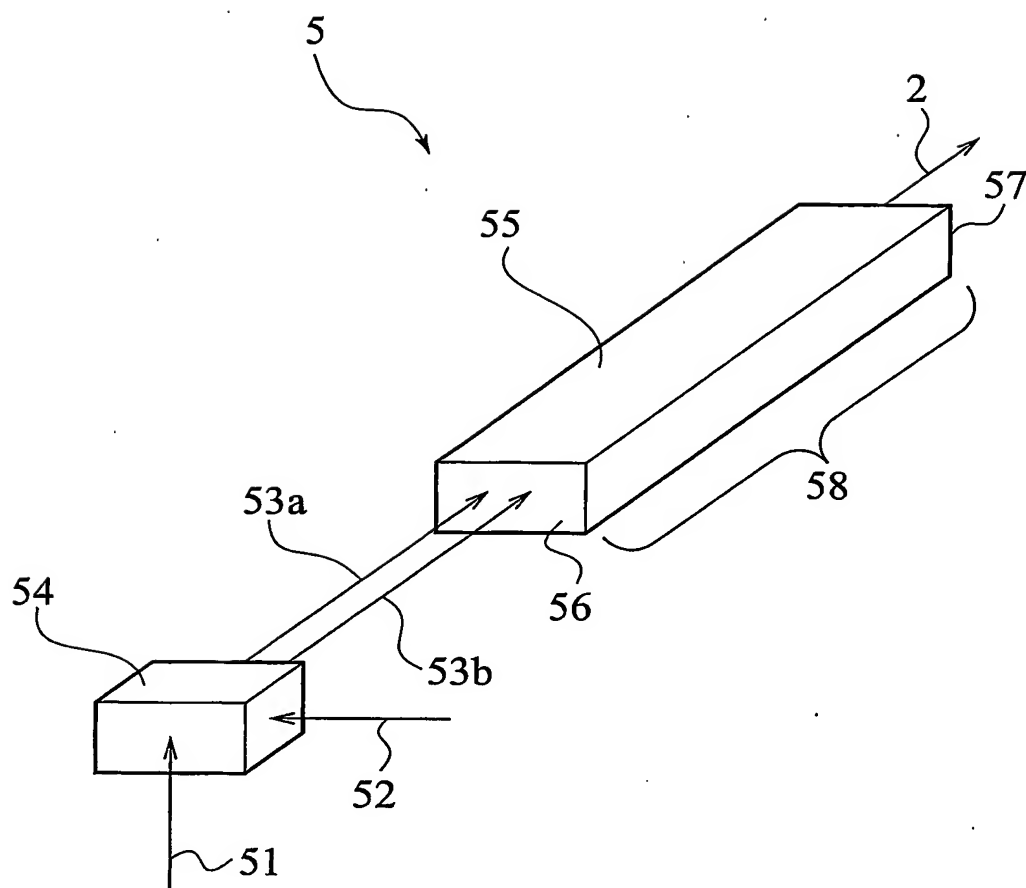


FIG. 5

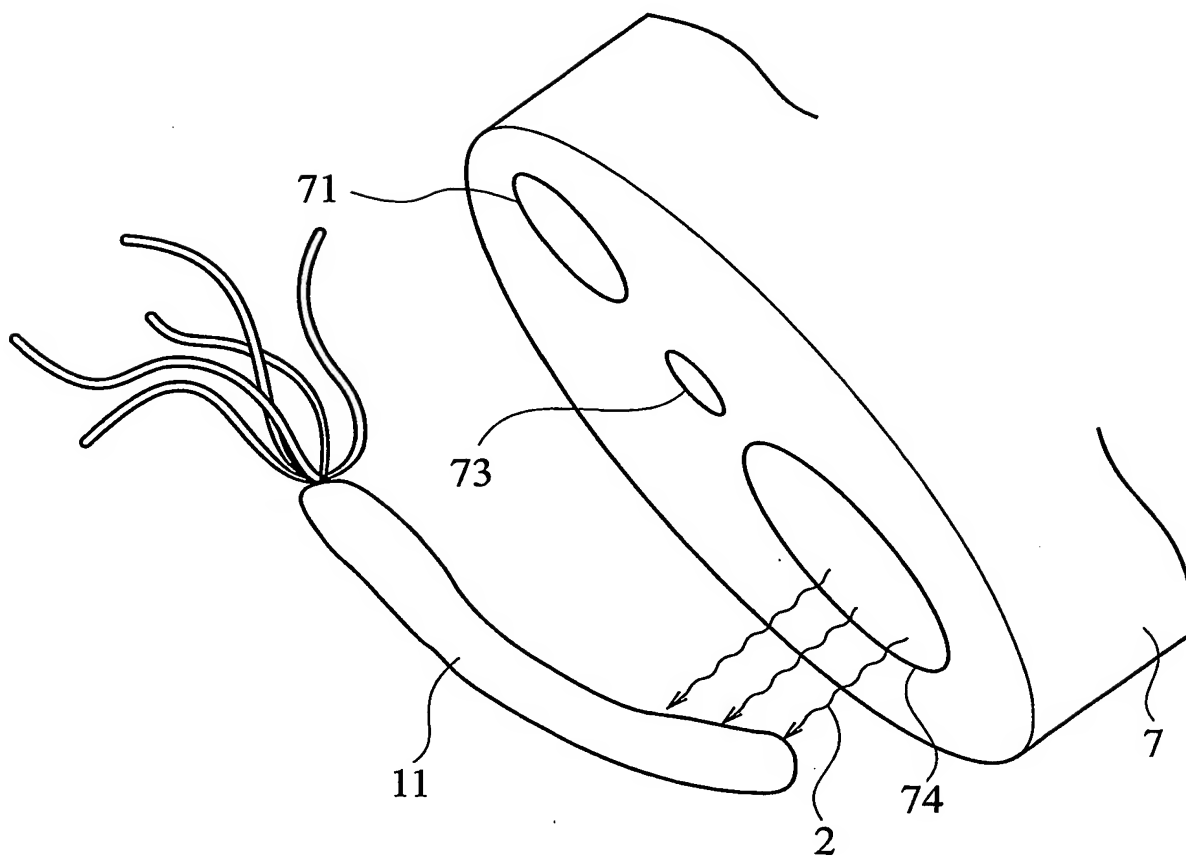


FIG. 6

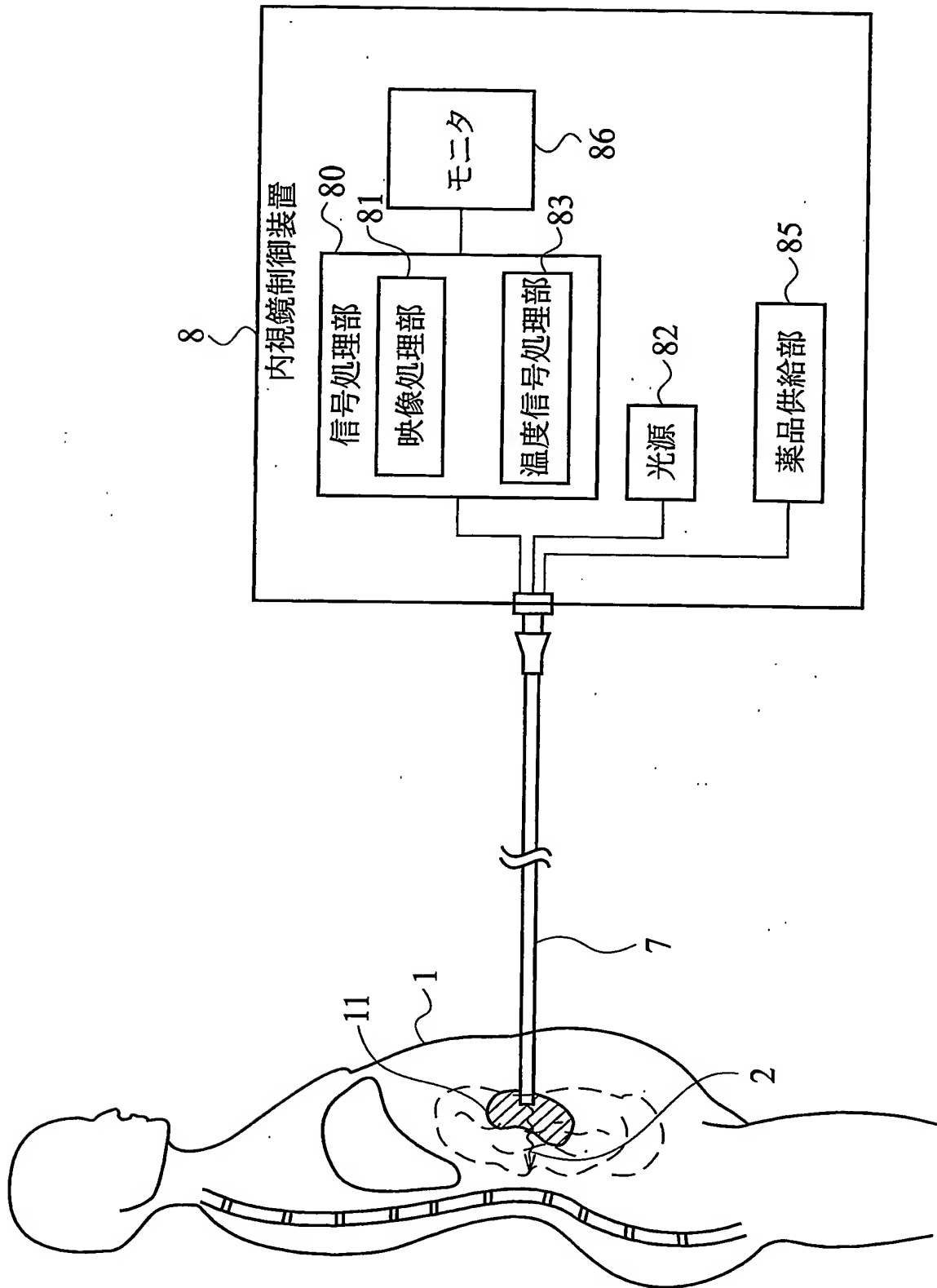


FIG. 7

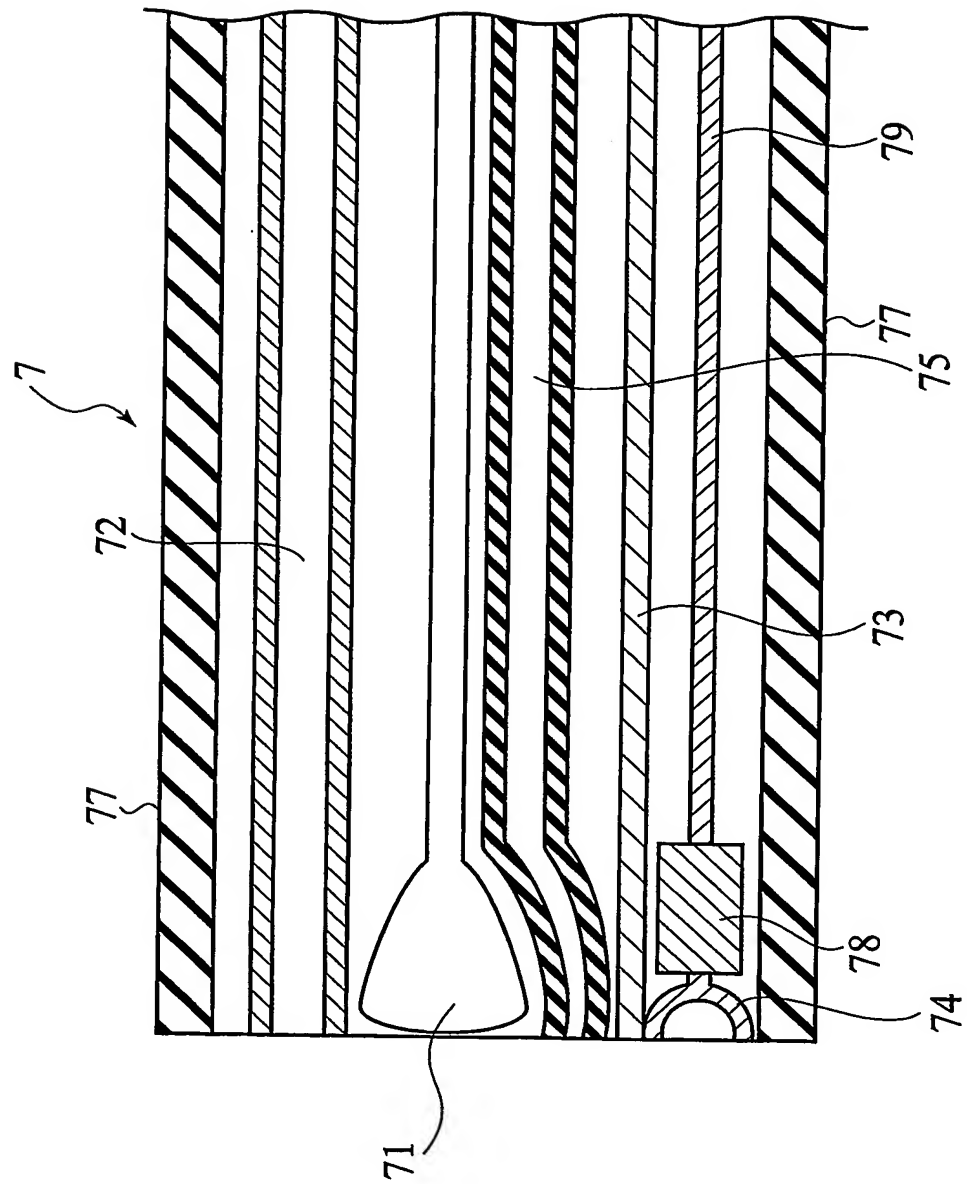


FIG. 8

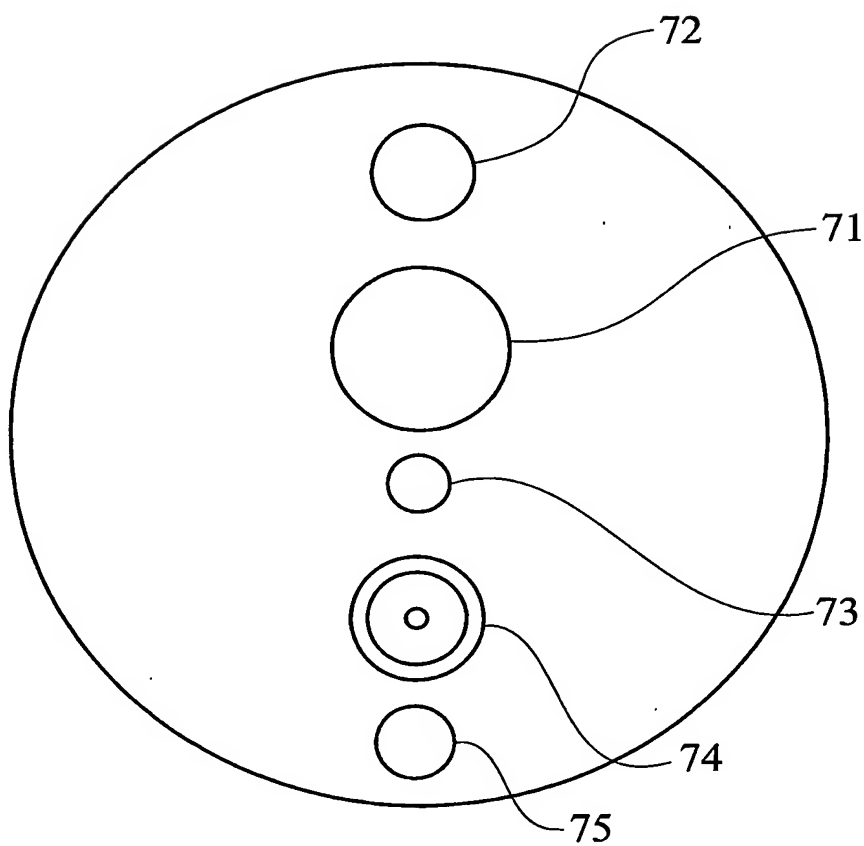


FIG. 9

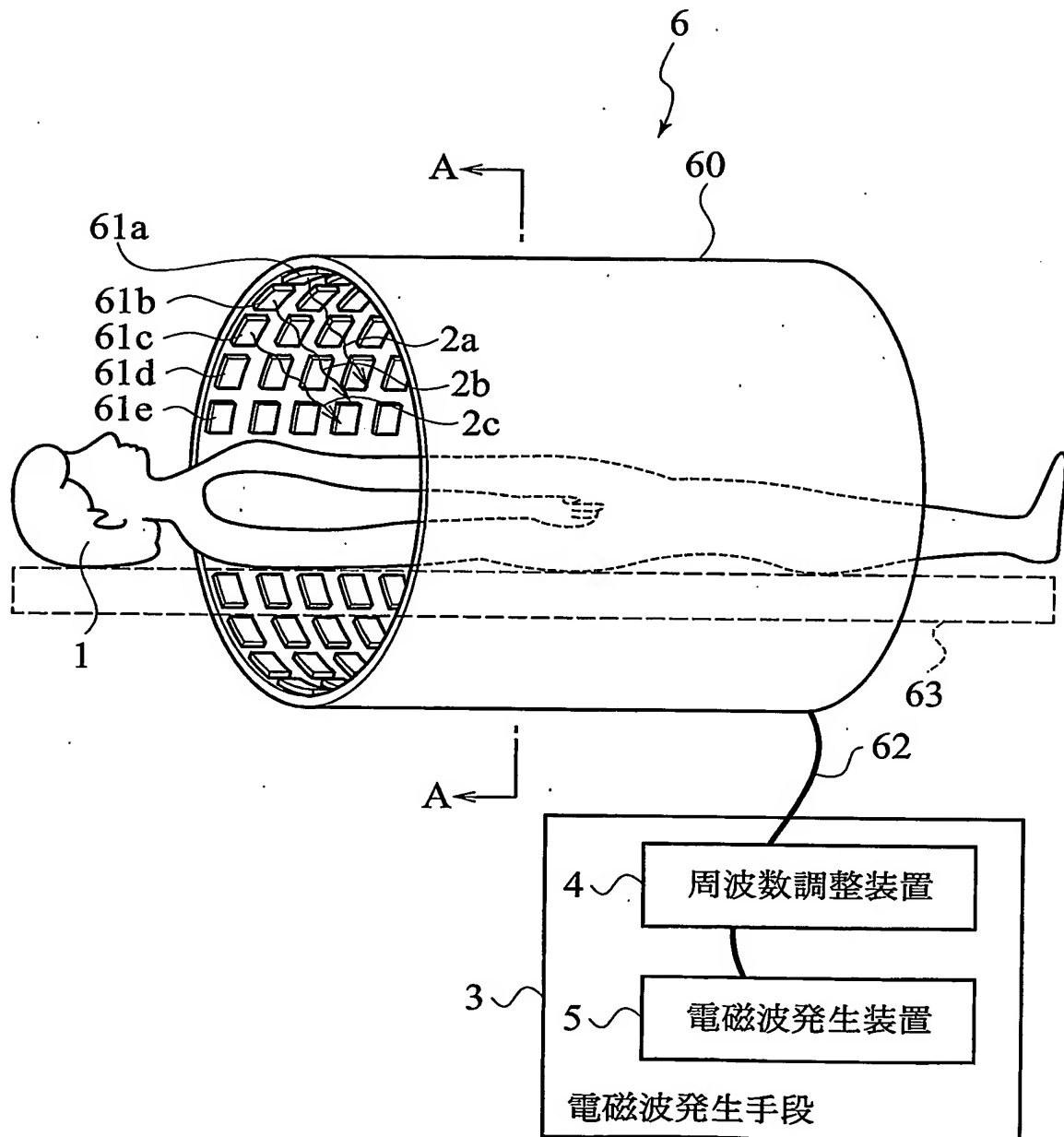


FIG. 10

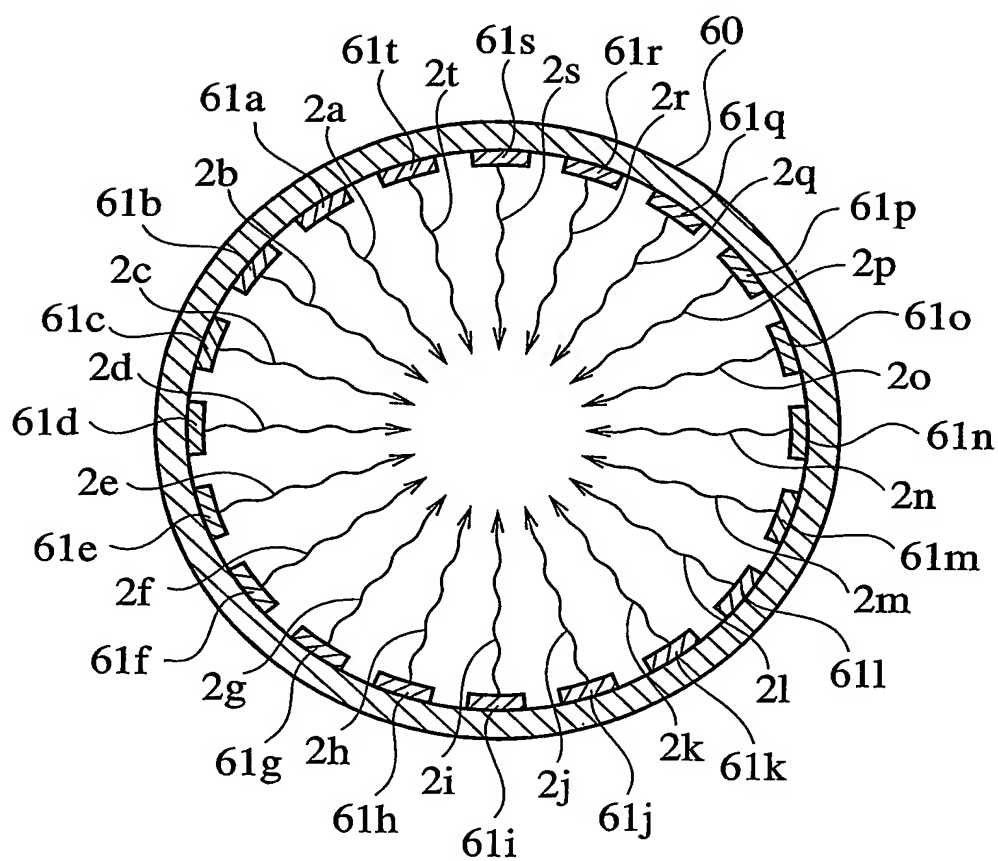


FIG. 11

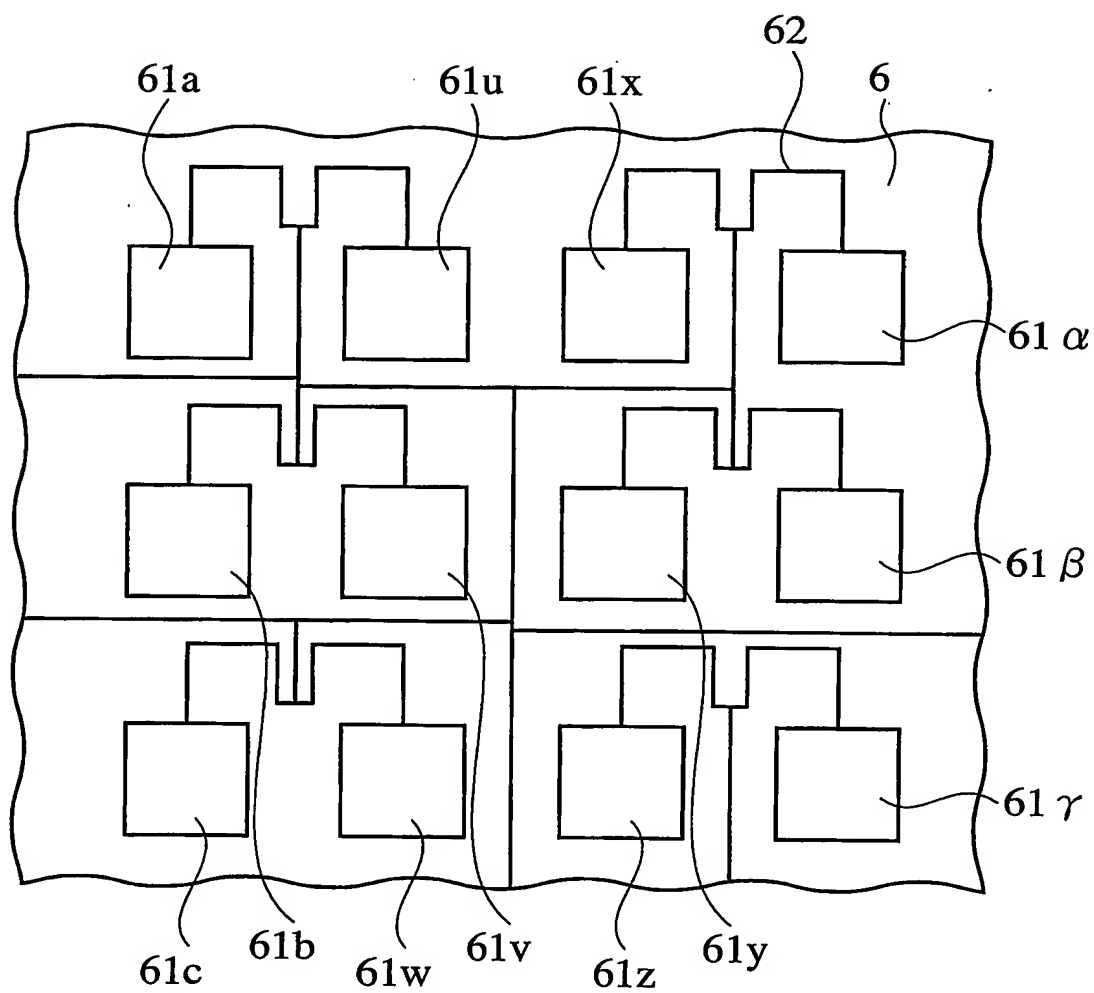


FIG. 12

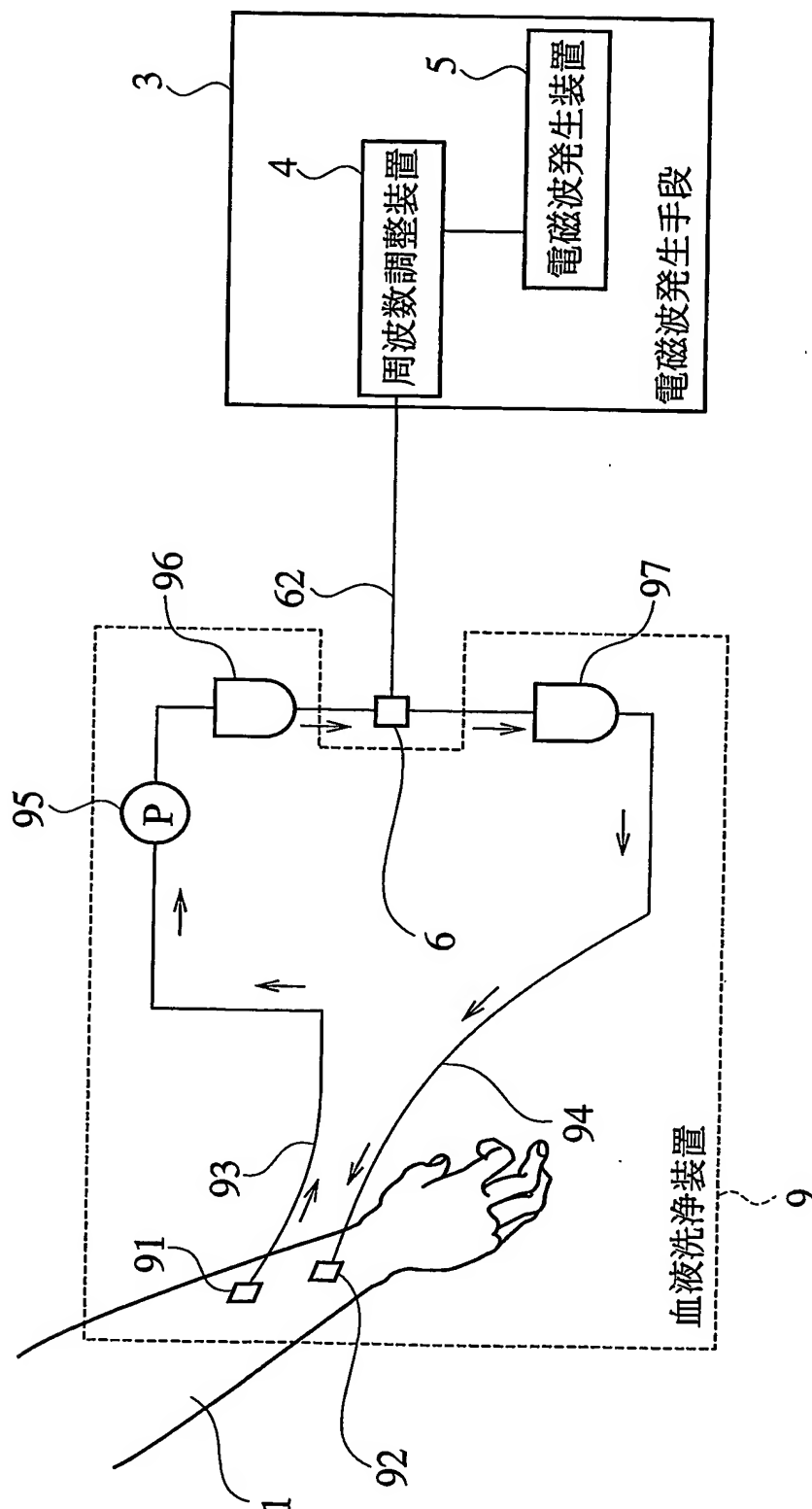


FIG. 13

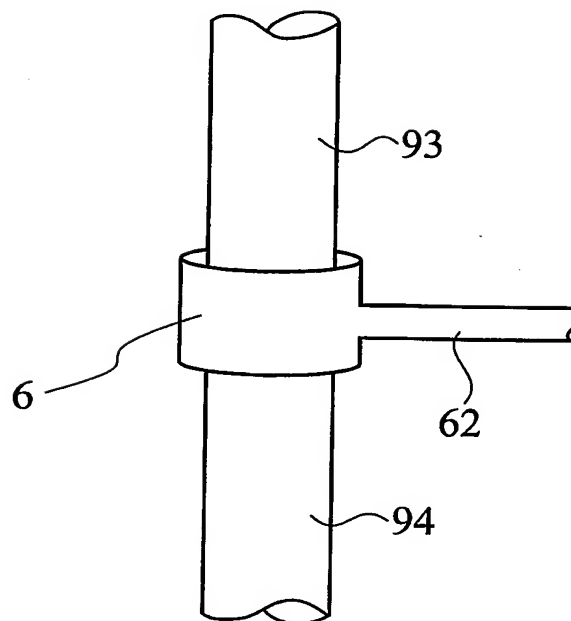
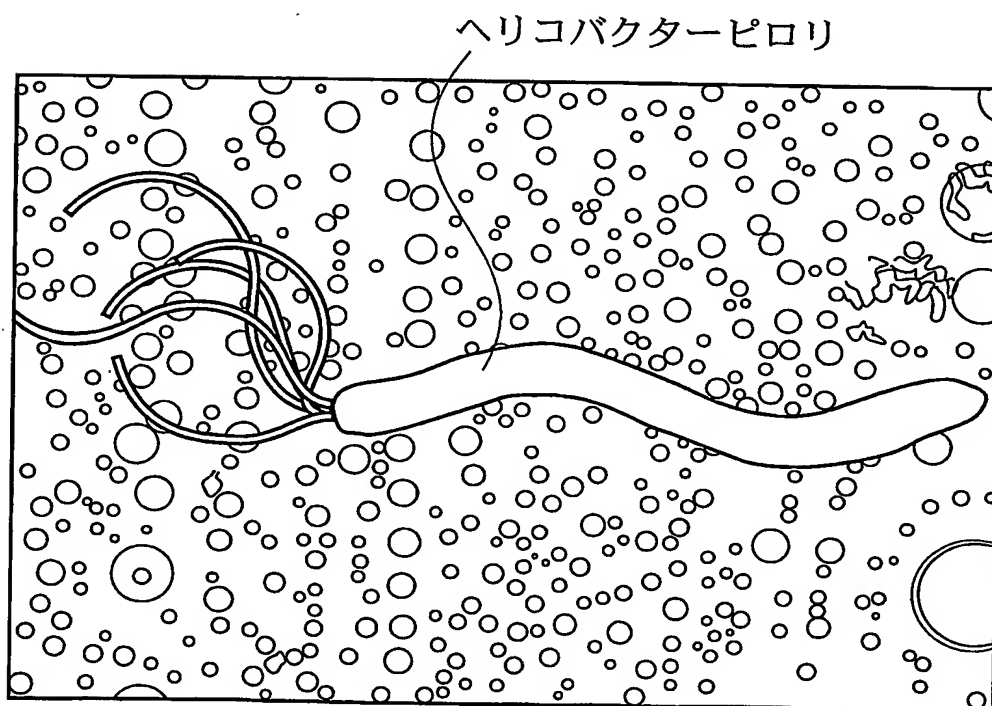


FIG. 14



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/15169

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl⁷ A61L2/08, A61M1/36, A61N5/04

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl⁷ A61L2/08-2/12, A61M1/36, A61N5/00-5/10

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1926-1996	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2004
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2004	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2004

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2000-245813 A (Yoshio TSURUOKA), 12 September, 2000 (12.09.00), Column 2, lines 37 to 48; column 4, lines 26 to 34 (Family: none)	1, 2, 5, 8
Y	WO 00/78393 A1 (GANT, Robert, A.), 28 December, 2000 (28.12.00), Full text & US 2001-49464 A1 & JP 2003-530139 A & EP 1210146 A1 & CA 2377654 A	1, 2
Y	JP 2001-231870 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 28 August, 2001 (28.08.01), Column 3, lines 12 to 35 (Family: none)	2

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

<p>* Special categories of cited documents:</p> <p>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>"E" earlier document but published on or after the international filing date</p> <p>"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)</p> <p>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p>	<p>"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention</p> <p>"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone</p> <p>"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art</p> <p>"&" document member of the same patent family</p>
--	---

Date of the actual completion of the international search
02 March, 2004 (02.03.04)

Date of mailing of the international search report
16 March, 2004 (16.03.04)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/15169

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 4434341 A (Dennis L. Busby), 28 February, 1984 (28.02.84), Abstract; Figs. 1 to 6 & DE 3006356 A & EP 34735 A2 & JP 57-196977 A & AU 6689181 A	5
Y	JP 8-47528 A (Tsukasa KISHIZONO), 20 February, 1996 (20.02.96), Column 3, line 21 to column 4, line 9 (Family: none)	8
A	WO 00/15097 A2 (BERKSHIRE LABORATORIES, INC.), 23 February, 2000 (23.02.00), Full text & EP 1112029 A1 & AU 6386099 A & CA 2343361 A & JP 2002-524176 A	1-10
A	JP 63-249563 A (Minoru IHARA), 17 October, 1988 (17.10.88), Full text (Family: none)	5-7

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/15169

Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:

because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☐ Claims Nos.:

because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:

because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

The technical feature common to the invention of claims 1-4, the invention of claims 5-7, and the invention of claims 8-10 is electromagnetic wave generator means for feeding an electromagnetic wave of a frequency equal to the natural frequency of microbes. However this technical feature is a publicly known prior art as disclosed in JP 2000-245813 A that discloses a technique of applying an electromagnetic wave of a frequency equal to the natural frequency of a specific microbe, causing only the microbe to resonantly absorb the energy of the electromagnetic wave and thereby to selectively obtain the kinetic energy, and destroying the tissue when the kinetic energy exceeds (Continued to extra sheet.)

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.

2. ☒ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.

3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

☐

The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.

☐

No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/15169

Continuation of Box No.II of continuation of first sheet(1)

the resonance absorption capacity of the microbe to kill the microbe. Therefore, the invention of claims 1-4, the invention of claims 5-7, and the invention of claims 8-10 do not form a group of inventions which are so linked as to form a single general inventive concept.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61L2/08, A61M1/36, A61N5/04

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61L2/08-2/12, A61M1/36, A61N5/00-5/10

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1926-1996
日本国公開実用新案公報	1971-2004
日本国登録実用新案公報	1994-2004
日本国実用新案登録公報	1996-2004

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	JP 2000-245813 A (鶴岡義夫) 2000.09.12, 第2欄第37-48行、第4欄第26-34行 (ファミリーなし)	1, 2, 5, 8
Y	WO 00/78393 A1 (GANT, Robert, A.) 2000.12.28, 全文 & US 2001-49464 A1 & JP 2003-530139 A & EP 1210146 A1 & CA 2377654 A	1, 2

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
「O」 口頭による開示、使用、展示等に関する文献
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献
「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

02.03.2004

国際調査報告の発送日

16.3.2004

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)
郵便番号100-8915
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)
斉藤 信人

4D

7614

電話番号 03-3581-1101 内線 3421

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	J P 2001-231870 A (オリンパス光学工業株式会社) 2001. 08. 28, 第3欄第12-35行 (ファミリーなし)	2
Y	US 4434341 A (Dennis L. Busby) 1984. 02. 28, アブストラクト、図1-6 & DE 3006356 A & EP 34735 A2 & J P 57-196977 A & AU 6689181 A	5
Y	J P 8-47528 A (岸園 司) 1996. 02. 20, 第3欄第21行-第4欄第9行 (ファミリーなし)	8
A	WO 00/15097 A2 (BERKSHIRE LABORATORIES, INC.) 2000. 02. 23, 全文 & EP 1112029 A1 & AU 6386099 A & CA 2343361 A & J P 2002-524176 A	1-10
A	J P 63-249563 A (井原 稔) 1988. 10. 17, 全文 (ファミリーなし)	5-7

第I欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見 (第1ページの2の続き)

法第8条第3項 (PCT17条(2)(a)) の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☐ 請求の範囲 _____ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、
2. ☐ 請求の範囲 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求の範囲 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第II欄 発明の単一性が欠如しているときの意見 (第1ページの3の続き)

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

請求の範囲1-4に記載された発明と、請求の範囲5-7に記載された発明と、請求の範囲8-10に記載された発明との間で共通する技術的な特徴は、微生物の固有振動数に等しい周波数の電磁波を供給する電磁波発生手段を備えることであるが、一つの特定微生物の固有振動と同一の周波数をもつ電磁波を加えると、該特定微生物だけが電磁波のエネルギーを共鳴吸収し、選択的に運動エネルギーを得、この運動エネルギーが該微生物の共鳴吸収容量を超えると組織破壊し殺滅することがJP 2000-245813 Aに記載されているように従来技術として公知であるので、請求の範囲1-4に記載された発明と、請求の範囲5-7に記載された発明と、請求の範囲8-10に記載された発明とは、単一の一般的発明概念を形成するように関連している一群の発明を形成しているとは認められない。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。
2. ☒ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。
4. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがなかった。